



Détection et analyse des signaux ultrasonores d'un dispositif Doppler multi-capteurs pour le suivi de l'activité fœtale

Ali Kribeche

► To cite this version:

Ali Kribeche. Détection et analyse des signaux ultrasonores d'un dispositif Doppler multi-capteurs pour le suivi de l'activité fœtale. Automatique / Robotique. Université François Rabelais, 2005. Français. NNT: . tel-00010864

HAL Id: tel-00010864

<https://theses.hal.science/tel-00010864>

Submitted on 4 Nov 2005

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE POUR OBTENIR LE GRADE DE DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE TOURS

Discipline : Sciences de la vie et de la santé

Spécialité : Biophysique médicale

Présentée et soutenue publiquement Par

Ali KRIBECHE

Le 30 Juin 2005

Détection et analyse des signaux ultrasonores d'un dispositif Doppler multi- capteurs pour le suivi de l'activité fœtale

Directeur de thèse : Professeur **Léandre POURCELOT**

Co-directeur Professeur **Soraya DENIS**

Composition du jury :

Georges BOOG	Professeur	Université de Nantes
Soraya DENIS	Professeur	Université Tours
Alain HERMENT	Directeur de Recherche	INSERM UR678 Paris
Denis KOUAME	Maître de Conférence	Université Tours
Léandre POURCELOT	Professeur	Université Tours
François TRANQUART	Maître de Conférence -PH	Université Tours
Didier VRAY	Professeur	CREATIS-INSA Lyon

*Cette thèse est dédiée à mes chers
parents pour leur
soutien inconditionnel. À mes frères
et sœurs.*

*Cette thèse représente donc
l'aboutissement du soutien et des
encouragements qu'ils m'ont
prodigués tout au long de ma
scolarité. Qu'ils en soient remerciés
par cette trop modeste dédicace.*

Remerciements

Cette thèse est le fruit de travaux menés au sein du projet Actifoetus . J'ai eu la chance de bénéficier d'un encadrement enrichissant et dynamique que j'ai longtemps cherché, et qui m'a permis de réaliser ce travail. Cette thèse est avant tout le reflet de nombreuses contributions, et je tiens à remercier ici les personnes qui ont participé à son élaboration.

Durant ces années de thèse, j'ai aussi découvert la joie d'enseigner. Cette activité a été source d'une grande motivation qui a sans aucun doute eu des retombées sur mon travail de thèse.

Mais puisqu'une thèse est une aventure bien particulière, il y a encore toute une série de mercis que je souhaite adresser :

Tout d'abord mes remerciements à :

Monsieur le Professeur Alain Herment qui a accepté de présider ce jury;

Messieurs les professeurs Didier Vray et Georges Boog pour avoir rapporté ce travail;

Monsieur le professeur François Tranquart pour avoir accepté d'examiner cette thèse;

Monsieur Denis Kouamé d'avoir accepté d'examiner ce travail;

Léandre Pourcelot, qui a accepté de diriger cette thèse, m'a laissé la plus grande liberté et toute sa confiance pour orienter et définir mes axes de recherche. Je lui suis extrêmement reconnaissant de son soutien et de l'appui qu'il m'a apporté à de nombreuses occasions. Je le remercie également pour les riches discussions.

Les mesures réalisées en milieu hospitalier ont été effectuées au Service de Médecine Nucléaire et Ultrasons et au Département de Gynécologie et d'Obstétrique du Centre Hospitalier Universitaire Bretonneau de Tours. Je tiens à exprimer ma gratitude au Docteur François Tranquart pour son active contribution et ses remarques.

Je remercie aussi l'ensemble de l'INSERM Unité de recherche 619 (ex 316) de Tours pour l'ambiance conviviale que j'ai rencontrée pour mon projet de thèse.

J'exprime mes remerciements et ma sympathie à toutes les personnes de notre équipe qui m'ont fait bénéficier de leur gentillesse et de leur aide.

A l'ensemble du personnel de la société Ultrasons Technologies, Fabrice Gens et Philippe Vince pour leurs confiance et leurs collaboration. Sans oublier bien sûr mes collègues du GIP-LUSSI.

A Denis Kouamé, pour sa très précieuse aide durant ce travail, pour ses encouragements tout au long de ce travail. Merci à Emmanuelle et Denis pour leurs précieuses aides.

A Monsieur Marceau Berson qui m'avez appris plus que vous ne croyez.

Je souhaite un bon courage aux "jeunes thésards" du Labo, Adélaïde Kissi, Grégory Souchon, Mohammad Ayache, Tedang Vu et Paul Fox. Je remercie également Ayache et Peggy de leurs soutiens et leurs remarques.

Un grand merci aux femmes qui se sont prêtées à des séances de mesure sans oublier leurs bébés pour leurs collaborations en tant que fœtus.

Enfin puisque je dois m'arrêter là (même si c'est frustrant), c'est un merci du fond du cœur que je lance à mes frères et sœurs : ils ont été, sont et resteront les piliers qui proposent un appui sans limite. Et en particulier puisque l'occasion se présente à nouveau, je réserve le plus grand des mercis à mes parents. C'est le plus chaleureusement possible que je les remercie d'être tout simplement ce qu'ils sont! et je ne saurai oublier Sylvaine qui a subi les conséquences de ce travail. Un grand merci à la famille Darnault qui m'ont soutenu tout au long de ces trois dernières années.

«L'homme de Science le sait bien, lui, que, sans la Science, l'homme ne serait qu'un stupide animal sottement occupé à s'adonner aux vains plaisirs de l'amour dans les folles prairies de l'insouciance, alors que la Science, et la Science seule, a pu, patiemment, au fil des siècles, lui apporter l'horloge pointeuse et le parcmètre automatique sans lesquels il n'est pas de bonheur terrestre possible»

Pierre Desproges, Vivons heureux en attendant la mort

Résumé

Ce travail a pour but essentiel de mettre au point des outils permettant une meilleure analyse des signaux Doppler provenant de l'activité fœtale. Il s'inscrit dans le cadre d'un projet RNTS (Réseau National des Technologies pour la Santé) intitulé Actifoetus. Il consiste à traiter les signaux fournis par 12 capteurs ultrasonores placés sur le ventre maternel et reliés à un appareillage Doppler à émission pulsée multivoies, développé par la société Ultrasons Technologies, Tours. Chaque capteur détecte les signaux Doppler produits par les structures fœtales en mouvement à 5 profondeurs successives dans l'utérus maternel.

L'objectif principal du projet est d'extraire des paramètres reflétant l'activité fœtale (rythmes cardiaque et pseudo respiratoire, mouvements des membres et du tronc, réponse à des stimuli, ...) pour la surveillance et le suivi des grossesses. Une seconde étape était de définir, à partir de ces données, l'état de bien-être ou de souffrance du fœtus en vue d'un monitoring ambulatoire de certaines grossesses à risque. Cette application en télé médecine nécessitera la mise au point d'un système portable de type Holter.

Le travail réalisé a comporté dans un premier temps une participation à la mise au point définitive de l'appareillage et de la méthode de recueil de données. La plus grande partie du travail a ensuite été consacrée à la mise au point et à la validation du traitement des signaux enregistrés sur des grossesses de 20 à 30 semaines. Ces enregistrements ont permis de montrer la qualité des signaux Doppler d'activité fœtale fournis par le système Actifoetus, et de valider l'utilisation de la Transformée de Fourier Rapide (FFT) et de la Fonction d'Autocorrélation (ACF) pour détecter l'activité cardiaque et les mouvements du fœtus. Nous avons pu également montrer que l'Analyse en Composantes Indépendantes (ACI) permet de séparer avec succès un mélange de plusieurs signaux Doppler.

La principale originalité du travail réside dans l'extraction d'informations statistiquement pertinentes concernant les mouvements et les rythmes du fœtus à partir de plusieurs capteurs ultrasonores. La mise en correspondance de ces données avec les signaux d'activité de la mère (Accéléromètre), ou de stimuli neurosensoriels, devrait permettre des applications cliniques importantes.

Le projet est conçu pour déboucher sur un appareil miniaturisé commercialisable à partir du démonstrateur réalisé. Les aspects de protection industrielle seront examinés aussi bien en ce qui concerne l'appareil holter lui-même, qu'au niveau des algorithmes de traitement et de fusion des données.

Abstract

The main purpose of this work is to develop tools allowing better analysis of the Doppler signals originating from the fetal activity. The thesis has been realized within the scope of a project RNTS (Réseau National des Technologies pour la Santé) called Actifoetus.

The study consists in processing the signals provided by 12 ultrasonic sensors placed on the maternal belly and connected to a multichannel pulsed Doppler unit developed by the company Ultrasons Technologies, Tours. Each sensor detects the Doppler signals produced by moving fetal structures from 5 successive depths in the maternal uterus.

The principal objective of the project was to extract the parameters reflecting the fetal activity (fetal heart rate and pseudo respiratory, movements of the members and the trunk, response to stimuli...) for the monitoring and the follow-up of the pregnancies.

The second step consists in using these parameters to define, the state of wellbeing or suffering of the fetus for an ambulatory monitoring of certain pregnancies at risk. This application in tele medicine will require the development of a portable system of Holter type.

The first part of the project consisted in participating in the final development of equipment and methods of data acquisition. The largest part of work was then devoted to the development and to the validation of the signal processing strategies of the recorded data on pregnancies from 20 to 30 weeks. These recordings allowed us to demonstrate the quality of the Doppler signals of fetal activity provided by the Actifoetus system, and to validate the use of the Fast Fourier Transform (FFT) and of the Autocorrelation Function (ACF) to detect the cardiac activity and the movements of the fetus. We also could show that the Independent Components Analysis (ICA) method is successful in separating a mixture of several Doppler signals.

The principal originality of work lies in the extraction of statistically relevant information concerning the movements and the rates/rhythms of the fetus starting from several ultrasonic sensors. The correlation of these data with the signals of mother activity (Accelerometer), or of neurosensor stimuli, should allow important clinical applications.

The project is conceived to lead to a marketable apparatus miniaturized starting from the prototype shown in this thesis. The aspects of industrial protection will be examined as well with regard to the apparatus Holter itself, and the algorithms of data processing and fusion.

Table des matières

Table des matières

Table des figures	1
Introduction générale.....	4

Première partie

Le monitoring fœtal, un vaste domaine de recherche	9
---	----------

Chapitre I

Généralités sur les mouvements et le comportement du fœtaux ..	10
---	-----------

1.1 Introduction	11
1.2 Les mouvements fœtaux	13
1.2.1 Apparition des mouvements fœtaux	13
1.2.2 Classification des mouvements fœtaux	14
1.2.2.1 Des mouvements d'ensemble (rotation des fœtus)	14
1.2.2.2 Les mouvements simples	15
1.2.2.3 Les mouvements rapides	15
1.2.3 Compte des mouvements actifs	15
1.3 Les mesures d'évaluation du fœtus	16
1.3.1 Mouvements respiratoires fœtaux	16
1.3.2 Mouvements globaux actifs	17
1.3.3 Comportement fœtal	18
1.4 Conclusion.....	20

Chapitre II

Les Ultrasons, les transducteurs ultrasonores et effet Doppler ...	21
---	-----------

2.1 Introduction	22
2.2 Les Ultrasons	23
2.2.1 Introduction	23
2.2.2 Principe	24
2.2.3 Champ ultrasonores	24
2.2.4 Applications diagnostiques des ultrasons	25
2.3 Technologies des transducteurs.....	26
2.4 Propagation des ultrasons dans le tissu humain	27
2.4.1 <i>Absorption</i>	28
2.4.2 <i>Mode de propagation</i>	28
2.4.3 <i>Réflexion et réfraction</i>	28
2.4.4 <i>Diffusion</i>	28
2.5 Echographie Doppler (effet Doppler)	29
2.5.1 Effet Doppler.....	29
2.5.2 Principe de Doppler	29
2.5.3 Contenu spectral de l'écho Doppler	31

2.5.4 Dispositifs Doppler ultrasonores	31
2.5.4.1 Le système Doppler continu	31
2.5.4.2 Le système Doppler pulsé	35
i) <i>Système Duplex</i>	36
ii) Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur	37
2.6 Conclusion	37

Chapitre III

Méthodes d'évaluation des mouvements fœtaux	39
--	----

3.1 Introduction	40
3.2 Techniques d'évaluation de bien-être fœtal	41
3.2.1 Techniques anciennes de l'évaluation du bien être fœtal	41
3.2.2 Nouvelles techniques de l'évaluation du bien être fœtal	41
3.2.2.1 Évaluation de l'activité fœtale par la mère (Décompte des mouvements fœtaux)	42
i) Techniques de CARDIFF	42
ii) Techniques SADOVSKY	42
iii) Mobilogramme fœtal d'EHRSTÖM	43
iv) Méthodes de WOOD	43
3.2.2.2 Evaluation cardiotocographique, avec ou sans contractions provoquées	43
i) Examen de réactivité fœtale	43
ii) Epreuve à l'OCYTOCINE	44
3.2.2.3 Evaluation échographique du comportement fœtal	44
3.2.2.4 Techniques Doppler	46
3.2.2.5 L'imagerie médicale	49
3.3 Conclusion	49

Deuxième Partie

Acquisition des signaux Doppler et méthodes d'analyse et de traitement	50
---	----

Chapitre IV

Instrumentation : descriptifs du matériels et logiciel d'acquisition des signaux	51
---	----

4.1 Introduction	52
4.2 Dispositifs développés précédemment pour le monitoring de l'activité fœtale et le positionnement du projet par rapport à des projets concurrents	53
4.3 Matériels mis en œuvre	54
4.3.1 Ensemble de l'appareil ActiFoetus	55
4.3.1.1 les transducteurs ultrasonores	55
4.3.1.2 Le modules Doppler	56
4.3.2 Présentation du déroulement des applications	60

4.4 Conclusion.....	63
---------------------	----

Chapitre V

Les méthodes de traitement des signaux d'activité fœtale 64

5.1 Introduction	66
5.2 Signal analytique	66
5.3 Nature du signal Doppler	67
5.4 Informations contenues dans un signal Doppler	67
5.4.1 Amplitude	68
5.4.2 Déplacement	69
5.4.3 Calcul de la fréquence instantanée moyenne	71
5.4.3.1 Fréquence instantanée FI	71
5.4.3.2 Fréquence moyenne.....	72
4. L'analyse du signal Doppler issu des mouvements du fœtus	73
4.1 Algorithme FFT (Spectrogramme)	73
4.2 Méthode d'autoconvolution glissante pour le calcul du rythme cardiaque fœtal	75
4.3 Méthode d'autocorrélation pour le calcul du rythme cardiaque fœtal	77
4.4 Séparation de sources et Analyse en Composantes Indépendantes (ACI)	78
4.4.1 Position du problème.....	78
4.4.2 Principe de l'analyse en composantes indépendantes.....	78
4.4.3 Algorithmes standard de séparation de sources en mélanges	80
4.4.4 Estimation et détermination du nombre de sources pour la séparation	85
5.5 Conclusion.....	87

Chapitre VI

Résultats *in vivo* 89

6.1 Introduction	90
6.2 Extraction des informations contenues dans les signaux Doppler engendrés par les mouvements fœtaux	91
6.2.1 Enregistrements des signaux Doppler	91
6.2.2 Réflectivité de tissu, amplitude et direction de déplacement des tissus	92
6.2.2.1 Mouvements du fœtus	94
6.2.2.2 Coup de pied du fœtus	96
6.2.2.3 Mouvements du bras et de la main	98
6.2.2.4 Mouvements cardiaques	89
6.2.2.5 Mouvements pseudo respiratoires	101
6.2.2.6 Mélanges d'informations contenues dans les signaux Doppler	101
6.2.3 Détection du Rythme Cardiaque Fœtal par Autoconvolution	102
6.2.4 Détection du Rythme Cardiaque Fœtal par AutoCorrélation ACF	103
6.3 Application des ACI sur des signaux <i>in vivo</i> obtenus par l'Actifoetus	106

6.3.1 Séparation de sources et Signaux Doppler	106
1.1 Exemple d'application des ACI sur des signaux simulés	108
6.3.2 Détermination du nombre de sources dans un mélange instantané	109
6.3.2.1 Exemples de simulations	109
6.3.2.2 Application aux signaux collectés <i>in vivo</i> par l'Actifoetus	110
6.3.2.3 Discussions des résultats	115
6.4 Conclusion	116

Chapitre VII

Perspectives et conclusion	117
7.1 Les objectifs et les contraintes	118
7.2 Perspectives	118
7.3 Conclusion	120
ANNEXE 1	122
BIBLIOGRAPHIE	127

Table des figures

1.1 Les types de RCF observé dans les états comportementaux du fœtus	19
2.1 Coupe typique d'un transducteur ultrasonore	27
2.2 La fréquence ultrasonore f_g mesurée par la cible est différente de la fréquence émise f_e	30
2.3 Principe de Doppler Continu	32
2.4 Une démodulation et un filtrage du signal d'écho $R(t)$ permettent de déterminer les composantes en phase $I(t)$ et en quadrature $Q(t)$	34
2.5 Principe de fonctionnement du Doppler pulsé	35
2.6 Principe du Doppler pulsé	37
3.1 Tracé fourni par le system TOITU – rythme cardiaque fœtal (10 mm/min) en haut et de l'actocardiographe en bas pendant un état d'un fœtus	48
3.2 En haut monitoring de la ligne de base du RCF avec un moniteur HEWLETT-PACKARD M-1350-A : (A) marqueur maternel des mouvements foetaux ; (B) blocs représentant des groupes de mouvements foetaux détectés par Doppler	48
4.1 A gauche, Système DopFet. Capteur (rouge) est positionné au niveau du thorax fœtal, visant son cœur, le deuxième capteur recueille les signaux provenant des mouvements d'une extrémité. A droite, les amplitudes et les durées des mouvements d'une extrémités (vert). Visualisation du rythme cardiaque fœtal FHR (bleu)	54
4.2 La ceinture des capteurs	56
4.3 Capteur ultrasonore	56
4.4 Prototype Actifoetus	56
4.5 Le module Doppler	56
4.7 Architecture d'une carte du module	57
4.8 Séquences d'activation des capteurs	58
4.9 Séquence d'émission/réception d'un transducteur	59
4.10 Fenêtre de visualisation des signaux Doppler	61
5.1 Processus représentatif des enregistrements de signaux Doppler	66
5.2 Principe de calcul et de représentation d'un spectrogramme	74
5.3 Traitement réalisé sur des signaux Doppler Directionnels	75
5.4 Procédure de détection du Rythme Cardiaque Fœtal	76

5.5 Schéma de principe de l'algorithme	77
5.6 Schéma de principe de fonctionnement des ACI	79
5.7 Principe de séparation des sources dans le cadre de mélanges instantanés	79
6.1 Quelques positions du fœtus pendant les séances d'enregistrements	92
6.2 Histogramme des âges gestationnels des grossesses étudiées	92
6.3 Filtre séparateur de direction	93
6.4 Signaux provenant d'une porte Doppler. De haut en bas : A amplitude des signaux Doppler positifs (en bleu) et négatif (en rouge) B phase du signal traduit en mm, C spectrogramme des fréquences Doppler	94
6.5 Représentation des amplitudes et durées des mouvements globaux	95
6.6 Détection des mouvements	95
6.7 Représentation des mouvements détectés par des capteurs voisins sur leurs 5 profondeurs d'exploration. En haut, capteurs 1 et 2 (peu de corrélation). En bas, capteur 3 et 4 (forte corrélation). Pour chaque capteur, de gauche à droite : l'amplitude, la phase et le spectrogramme des signaux Doppler, de haut en bas : les 5 profondeurs explorées	96
6.8 Coup de pied d'un fœtus	97
6.9 Tracé de la phase d'un coup de pied	97
6.10 Amplitude, phase et spectrogramme des signaux Doppler directionnels provenant des membres supérieurs (Capteur n°8 avec ses cinq profondeurs d'exploration)	98
6.11 Tracé de phase de la 2 ^{ème} profondeur à la 4 ^{ème} profondeur avec le même capteur	99
6.12 Amplitude, phase et spectrogramme des signaux Doppler directionnels provenant de cœurs de 4 fœtus différents	100
6.13 Evolution de la phase du signal cardiaque	100
6.14 Analyse spectrale des signaux cardiaques fœtaux. A droite spectrogramme des fréquences contenues dans chaque signal (amplitude, phase, spectre Doppler)	101
6.15 Modulation des signaux foetaux par la respiration maternelle	102
6.16 Signaux Doppler cardiaques fœtaux : lissage, autoconvolution glissante et détermination du RCF (20 secondes d'enregistrement)	103
6.17 Autocorrélation : calcul du rythme cardiaque (batt.min ⁻¹) en fonction du temps (s) à partir des signaux d'amplitudes	104
6.18 Figure 6.18 Le rythme cardiaque (batt.min ⁻¹) peut être calculé par autocorrélation à partir de l'un ou l'autre des 3 signaux provenant du coeur fœtal	105
6.19 Rythmes (batt.min ⁻¹) détectés en fonction du temps (s) calculé sur les 12 capteurs à la profondeurs n°3 (enregistrements effectués sur 40 sec)	106

6.20 Schéma de principe de fonctionnement de la séparation des composantes indépendantes	107
6.21 A : Signaux ECG d'une femme enceinte, B : Sources séparées en utilisant l'algorithme <i>Maxkurt</i> et D : Sources séparées en utilisant l'algorithme <i>Infomax</i>	108
6.22 Signaux ECG d'une femme enceinte	110
6.23 Nombre de source détecté est 2 pour une probabilité de 55 %	110
6.24 Signaux enregistrés par le capteur cardiaques 4 avec ses 5 profondeurs	111
6.25 Nombre de source détecté	111
6.26 Signaux Doppler en fonction du temps déterminés sur les composantes indépendantes extraites de <i>X</i>	111
6.27 Signaux des 12 capteurs porte n°2 (matrice <i>X</i>)	113
6.28 Nombre de source détecté	113
6.29 Signaux séparés en fonction du temps en composants extraits de <i>X</i>	113
6.30 Rythme Cardiaque (batt.min^{-1}) en fonction du temps (s) calculé sur les 12 capteurs en Profondeur 3	114
6.31 Nombre de source détecté	115
6.32 Rythmes séparés en fonction du temps en composants indépendants extraits de <i>X</i>	115
7.1 Monitoring à domicile avec transfert des informations via le futur réseau télémédecine	119

Introduction générale

Introduction générale

La surveillance de la santé fœtale (ou monitoring fœtal) est le terme général utilisé lorsqu'on évalue l'état de l'enfant à naître durant le travail.

Les premières études du fœtus humain ont été basées sur l'analyse des mouvements corporels et cardiaques fœtaux enregistrés par des capteurs placés sur la paroi abdominale maternelle (Hoppenbrouwers et al. 1978). Ces études ont prouvé l'existence d'un cycle "repos-activité" fœtal de 40 à 60 minutes, apparaissant vers le 5^{ème} mois de vie intra-utérine, indépendant des états de vigilance maternels (Hoppenbrouwers et al. 1978); (Sterijan and Hoppensrouwers 1968); (Manning et al. 1979)

L'ingénierie biomédicale suscite un intérêt grandissant depuis plusieurs années. Pluridisciplinaire, elle progresse grâce aux avancées dans des domaines aussi divers que la génétique et le traitement du signal. C'est dans ce dernier domaine que notre recherche s'inscrit : le but est d'obtenir un monitoring ambulatoire de l'activité fœtale (rythme cardiaque fœtal (RCF), rythme pseudo-respiratoire¹, mouvements des membres et du tronc, réponse à des stimuli ...etc.) pour apprécier l'état de développement du système nerveux fœtal aux différents stades de la grossesse, et pour compléter les données concernant la biométrie fœtale et l'évaluation de la qualité de la circulation dans les vaisseaux du fœtus du cordon ombilical, du placenta et de l'utérus. Ce travail fait suite à des travaux déjà réalisés au sein de l'unité Inserm U619 (ex U316) et qui ont donné lieu à plusieurs publications dans le cadre de coopérations internationales (Foulquière 2000).

Le monitoring de l'EEG fœtal pendant le travail, associé à l'enregistrement de la variabilité cardiaque, était une technique assez précise puisque les patterns EEG corrèlent bien avec les états de sommeil (Challamel et al. 1975; Rosen et al. 1979). Ces enregistrements ont montré des modulations de l'EEG et du rythme cardiaque identiques à celles des deux états de sommeil recueillis ex utero juste après la naissance chez le nouveau-né à terme ou prématuré. Ils ont permis aussi de montrer que ces états de vigilance alternaient de façon régulière si le

¹ *Le mouvements pseudo respiratoires sont les mouvements de la paroi thoracique fœtale dus à des contractions du diaphragme, précurseurs des vrais mouvements respiratoires.*

travail était normal et le fœtus en bonne santé. Ces EEG foetaux ont pourtant été rapidement abandonnés car ils étaient trop invasifs et réalisables seulement pendant le travail.

Tous ces inconvénients ont été supprimés par l'échographie fœtale en temps réel. Cette technique, non invasive, permet une visualisation directe de l'activité fœtale et rend possible des observations pendant plusieurs heures, observations qui peuvent être répétées de façon longitudinale au cours de la grossesse.

L'échographie est une technique non invasive et non nocive pour l'embryon ou le fœtus. Les progrès de la technique permettent actuellement d'obtenir des images très précises pour l'observation et la mesure de tous les organes foetaux. Plus récemment, l'évaluation du flux foeto-placentaire par Doppler artériel ombilical a entraîné une meilleure évaluation de la souffrance foetale, ce qui s'est traduit par une amélioration du devenir fœtal.

L'observation du fœtus par les techniques d'imagerie est souvent longue et coûteuse, ce qui justifie le développement de systèmes automatisés qui détectent et enregistrent les mouvements du fœtus sur des durées importantes avec peu ou pas d'intervention du personnel soignant. A partir de tels dispositifs il sera alors possible d'intégrer la détection automatisée de l'activité fœtale comme outil de routine en clinique.

Des appareils de détection et d'évaluation existent sur le marché mais ils ne donnent pas d'informations suffisamment claires et précises pour caractériser de façon fiable et indiscutable le comportement et l'état du fœtus. Ces appareils utilisent en général un capteur à ultrasons assez encombrant qui permet de suivre le rythme cardiaque et de détecter les mouvements globaux du fœtus. Ils n'offrent pas la possibilité de différenciation entre les différents mouvements, d'où l'intérêt de développer un outil automatisé de surveillance clinique et de recherche médicale fondé sur le traitement systématique des signaux ultrasonores provenant de l'activité fœtale. Un tel outil permettrait également de procéder à une surveillance sur des longues durées sans mobiliser un médecin.

Pour atteindre ce but, nous avons développé un appareillage ultrasonore multi capteurs (12 capteurs dans notre cas). Ce système sera intégré à un Holter et couplé à un accéléromètre de mesure des mouvements de la mère pour la bonne gestion des artéfacts, et l'étude de la réponse du fœtus à certains stimuli maternels.

Notre objectif comporte plusieurs volets, qui sont d'ailleurs communs à tous les outils de monitoring fœtal :

- essai de l'appareillage qui a été développé par la société Ultrasons Technologie (Tours) : dispositif électronique type Holter et multi capteurs.
- exploitation des signaux fournis par les différents capteurs pour réaliser une sorte de visualisation de l'activité fœtale et pour extraire les paramètres d'évaluation de l'activité qui sont les suivants :
 - Rythme Cardiaque Fœtal (RCF) ;
 - Nombre, amplitude, durée et vitesse des mouvements (moyennes) ;
 - Détection des mouvements pseudo-respiratoires ;
 - Paramètres fournis par l'Actimètre (Accéléromètre): le capteur est placé sur le ventre de la mère pour détecter ses mouvements et les contractions utérines.
- étude de l'ergonomie et de la sensibilité du système Actifoetus et évaluation de la pertinence des paramètres extraits des signaux ultrasonores renvoyés par le fœtus. Cette étude portera sur un nombre d'enregistrements suffisamment significatif sur le plan statistique (au moins 25 grossesses normales et 25 grossesses pathologiques). Les enregistrements dureront au moins 30 minutes et les résultats seront mis en corrélation avec d'autres données : résultats des examens échographiques, flux fœto-placentaire (mesures par effet Doppler ultrasonore vasculaire sur les vaisseaux du cordon ombilical), données concernant la mère, la grossesse et l'accouchement.

L'objectif scientifique qui découle des précédents points est le développement d'un dispositif automatisé de monitoring, de traitement et d'analyse des signaux provenant de l'activité fœtale. Cet objectif comporte plusieurs volets, qui sont d'ailleurs communs à tous les outils de surveillance de grossesse :

1. **L'acquisition** des signaux. L'instrumentation doit permettre un enregistrement fidèle et fiable des signaux, tout en minimisant l'incidence des signaux parasites.
2. **Le pré-traitement** du signal recueilli. L'objectif de cette étape est la transformation du signal brut en un signal interprétable.
3. **La caractérisation** des signaux enregistrés. Elle permet une description des signaux informatifs.
4. **L'analyse des données et interprétation des résultats.** Les données collectées lors des étapes suivantes doivent être intégrées dans des algorithmes permettant de faire une séparation ou plutôt une distinction entre les différents types des

signaux (séparer les mouvements fœtaux des mouvements maternels, c'est à dire, séparer les signaux provenant de telle ou telle source).

5. **La validation clinique du système.** La validation clinique doit porter sur un plus grand nombre de cas, et permettre un suivi à plus long terme des patientes.

Avant de nous lancer dans la conception des outils nécessaires pour atteindre cet objectif, il nous semble indispensable de consacrer un premier chapitre à une brève synthèse sur l'état de l'art concernant les mouvements fœtaux.

Le deuxième chapitre est consacré à quelques rappels et généralités sur les Ultrasons, les transducteurs ultrasonores et l'effet Doppler.

Dans le troisième chapitre, nous abordons ensuite les différentes techniques d'évaluation de bien-être fœtal (fréquence du test d'évaluation de bien-être fœtal, décompte des mouvements fœtaux, évaluation cardiotocographique, avec ou sans contractions provoquées, évaluation échographique du comportement fœtal et du volume du liquide amniotique, ...etc.);

Le quatrième chapitre concerne l'acquisition des données et le descriptif du matériel utilisé pendant les séances d'enregistrements.

Le cinquième chapitre aborde les différentes méthodes d'analyse et de traitement des signaux Doppler (Fast Fourier Transform, fonction d'Autocorrection, analyse en composantes indépendantes et critères de sélection). Dans cette partie, nous plaçons nos travaux dans le contexte médical du monitoring et énumère les méthodes de traitement et d'analyse décrites dans la littérature. Cette présentation permet de définir la problématique scientifique qui constituera la suite de nos travaux;

Le sixième et le dernier chapitre propose tous les résultats obtenus sur les deux groupes de patientes (pathologique et normal) avec l'analyse et l'interprétation des signaux Doppler engendrés par les mouvements fœtaux;

Enfin, nous terminons par une évaluation du système multi capteurs (Actifoetus) suivie d'une conclusion sur l'ensemble du travail réalisé, et des perspectives envisagées pour la suite du projet.

Première partie
Le monitoring fœtal, un vaste
domaine de recherche

Chapitre I

Généralités sur les mouvements et le comportement du fœtus

1

Généralités sur les mouvements et le comportement du fœtus

Sommaire

1.1 Introduction	11
1.2 Les mouvements fœtaux	13
1.2.1 Apparition des mouvements fœtaux	13
1.2.2 Classification des mouvements fœtaux	14
1.2.2.1 Les mouvements d'ensemble (rotation des fœtus)	14
1.2.2.2 Les mouvements simples	15
1.2.2.3 Les mouvements rapides	15
1.2.3 Compte des mouvements actifs	15
1.3 Les mesures de l'état du fœtus	16
1.3.1 Mouvements respiratoires fœtaux	16
1.3.2 Mouvements globaux actifs	17
1.3.3 Comportement fœtal	18
1.4 Conclusion	20

1.1 Introduction

La surveillance fœtale est un élément clé dans le suivi de la grossesse. L'objectif est de détecter d'éventuelles anomalies pouvant traduire un état de souffrance fœtale aiguë et nécessitant une prise en charge rapide afin d'éviter une évolution vers des séquelles graves et invalidantes, voire fatales.

Parmi les méthodes disponibles, la plus ancienne est représentée par l'auscultation pratiquée de manière intermittente et suivant un protocole très strict. La cardiotocographie, technique d'enregistrement électronique du RCF, a été développée à partir des années 60 et s'est rapidement généralisée par la suite pour devenir aujourd'hui le mode de surveillance quasi systématique. En France, en 1989, on estimait en effet que la technique était utilisée dans 99 % des cas. L'enregistrement peut être réalisé en continu ou de manière discontinue.

Depuis quelques années, la femme enceinte peut bénéficier, pour certains paramètres, d'un suivi au domicile par télémonitoring. Par exemple, dans certaines pathologies liées à la grossesse, la patiente peut utiliser une valise contenant un appareil de monitoring du rythme cardiaque fœtal. Les systèmes de monitoring permettent à la femme enceinte d'enregistrer, pendant 20 minutes ou plus, le rythme du cœur de son bébé et de transmettre le tracé, par téléphone et modem, à la maternité où l'enregistrement est aussitôt protocolé.

Il existe plusieurs appareils qui permettent, la surveillance à domicile de la tension artérielle et de la fréquence cardiaque maternelle avec télétransmission immédiate des valeurs sur un serveur situé en France. L'intérêt de ce système et la sécurité qu'il garantit dans le cadre du suivi obstétrical restent encore à évaluer.

Il est envisageable d'organiser, à domicile, la surveillance d'autres paramètres tels que la glycémie (taux de sucre sanguin) mesurée grâce à un glucomètre, le dosage semi-quantitatif des protéines urinaires (protéinurie) et le dépistage d'infection urinaire par l'utilisation de bandelettes urinaires. Cependant, il n'existe, à l'heure actuelle, aucun système permettant la télétransmission de ces valeurs. La surveillance de tous les paramètres cités ci-dessus présente un intérêt dans la mise au point et le suivi de diverses maladies liées à la grossesse.

On peut résumer l'historique du monitoring fœtal dans le tableau suivant (cf. <http://www.uvp5.univ-paris5.fr/campus-gyneco-obst/cycle3/MTO/poly/13000faq.asp>) :

MAYOR de Genève décrit les bruits du cœur fœtal.	1818
KERGAREDEC utilise le stéthoscope de LAENNEC.	1821
KENNEDY publie un ouvrage à Dublin parlant de souffrance fœtale en cas de ralentissement après la contraction.	1833
WINKEL propose des critères de souffrance fœtale en cas de bradycardie inférieure à 120 et de tachycardie supérieure à 160 !	1893
Début de la phonocardiographie fœtale avec HOFBAUER et WEISS.	1908
HENLEY utilise le matériel de sonorisation du cinéma.	1931
HAMMACHER et HEWLETT-PACKARD™ produisent le premier système de monitoring.	1967
CREMER capte l'ECG fœtal par voie abdominale suivi en 1942 par WARD et KENNEDY.	1906
SUREAU développe l'ECG par voie utérine.	1956
CALDEYRO BARCIA développent l'électrode de scalp.	1966
BISHOP applique au fœtus l'utilisation du signal Doppler (1842).	1966
HON et QUILLIGAN classent les anomalies du RCF avec CALDEYRO-BARCIA au V ^{ème} congrès de Gynécologie et d'Obstétrique.	1967
HON et DE LEE rapportent des tracés plats lors de comas fœtaux (perte du beat to beat)	1969
Premiers prélèvements au scalp fœtal introduits par SALING.	1961

1.2 Les mouvements fœtaux

Ils sont observés par l'échographie en temps réel. Ils sont en relation avec les cycles éveil-sommeil. Les mouvements fœtaux ont un intérêt majeur au cours des situations comme la souffrance fœtale chronique, la pré-éclampsie, le dépassement de terme ... La diminution des mouvements chez le fœtus donne un bon indice ou un bon prédicteur de souffrance fœtale (Manning et al. 1979; Manning et al. 1985; Sadovsky and Polishuk 1977).

Chez un fœtus, les mouvements spontanés, le rythme cardiaque, les mouvements respiratoires sont autant de paramètre biophysiques qui caractérisent son état de santé. Leur suivi au cours de la grossesse constitue une méthode fiable de détection de suspicion d'infection.

Les mouvements fœtaux ne sont pas permanents. Il existe des phases d'activité fœtale différentes : phases d'éveil pendant lesquelles le fœtus est actif et phases de sommeil calme et paradoxal. La phase de sommeil calme alterne avec les autres phases. Le cycle s'allonge au fur et à mesure que la grossesse s'avance, sa durée moyenne est de l'ordre d'une heure et demie à deux heures.

Chez les fœtus de 34 à 35 SA (semaine d'aménorrhée¹), les mouvements fœtaux surviennent par épisodes de 20 à 60 minutes qui se reproduisent toutes les 60 à 90 minutes.

1.2.1 Apparition des mouvements fœtaux

Les premiers mouvements fœtaux sont ressentis par la mère (sous la forme d'accélération) habituellement entre 18^{ème} et 22^{ème} semaines de grossesse.

L'apparition des mouvements fœtaux et leur évolution au cours de la grossesse ont été étudiées par Van Dongen et De Vries. Ce dernier et ses collaborateurs ont observé par échographie, non seulement quelles sont les parties du corps impliquées dans le mouvement considéré, mais aussi la manière dont ce mouvement s'exécute en terme d'amplitude, force et vitesse.

D'après De Vries, les premiers mouvements peuvent être observés entre 7 et 8 semaines de gestation. Il s'agit de fins de mouvements vibratoires.

- A la 8^{ème} semaine, on observe des mouvements ondulatoires, interrompus par de longues périodes d'inactivité.

¹ La semaine d'aménorrhée est une unité de mesure du temps utilisée en obstétrique pour calculer l'âge de la grossesse. Ce dernier est calculé à partir du premier jour des dernières règles de la patiente.

- A la 9^{ème} semaine, on observe des mouvements convulsifs de tout le corps.
- A partir de 10 à 12 semaines, le fœtus commence à s'étirer, bougeant la tête puis le tronc et les bras.
- Entre 13 et 14 semaines, il existe une coordination car on a observé des fœtus qui sucent leur pouce. On observe aussi les premiers mouvements pseudo – respiratoires.
- A 18 – 19 semaines, on observe une déglutition et une pseudo – respiration simultanées.
- A 20 – 21 semaines, la bouche, les doigts, et les paupières commencent à bouger.
- A 26 – 28 semaines, on observe des réponses aux stimuli sonores concrétisées par des mouvements du thorax et des extrémités.

D'après cette classification, on peut alors constater que tous les types de mouvements apparaissent pour la première fois entre la 7^{ème} et la 16^{ème} semaine de gestation. Le comportement fœtal devient de plus en plus complexe au fur et à mesure que le fœtus grandit et que son système nerveux se développe.

La plupart des auteurs ont montré une augmentation progressive des mouvements de la 20^{ème} à la 32^{ème} semaine d'aménorrhée pour atteindre un maximum entre la 29^{ème} et la 38^{ème} semaine (Ehrstrom 1979; Nirhy-Lanto et al. 1986; Sadovsky et al. 1977). Des études ont montré qu'il n'y avait pas de diminution significative des mouvements au cours de la semaine précédant l'accouchement (Devoe et al. 1988; Schaal et al. 1989).

1.2.2 Classification des mouvements fœtaux

Au cours des études menées par Timor–Tritsh, des mouvements du fœtus ont été observés en utilisant une technique tocodynamométrique (Timor-Tritsch et al. 1976). L'appareil est basé sur la mesure de la rigidité de la paroi abdominale maternelle à l'aide d'une jauge de contrainte.

Quatre types de mouvements ont été décrits qui se distinguent surtout par leurs durée et leur répétitivité :

1.2.2.1 Des mouvements d'ensemble (rotation des fœtus)

Ce sont des mouvements soutenus et d'enroulement de l'ensemble du corps fœtal sur lui même. Leur durée est en moyenne 14 ± 7.9 s.

1.2.2.2 Les mouvements simples

Ce sont des mouvements brefs qui donnent fréquemment lieu à des déplacements visibles de la paroi abdominale maternelle. Ils correspondent à des coups de tête, de pied, ou de poing. Leur durée moyenne est de 3 ± 1.7 s.

iii) Les mouvements rapides

Ces mouvements sont brefs (de 0.12 à 0.4 s). Ils ressemblent à des coups de pieds ressentis dans tout l'abdomen par la mère. Ils peuvent être isolés ou répétitifs (de 15 à 25 mouvements/minute). Il est probable que ce type de mouvement correspond à des mouvements brusques du thorax ou à des hoquets fœtaux qui sont des mouvements spasmodiques, réguliers, sur une période de plusieurs minutes.

1.2.2.3 Les mouvements pseudo – respiratoires

Selon les études menées par (Timor-Tritsch et al. 1976) , les mouvements respiratoires sont des mouvements rapides (0.4 à 1.2 s) et assez réguliers auxquels participent la cage thoracique et l'abdomen actionnés par le diaphragme à une fréquence de 30 à 90 mouvements respiratoires par minute soit 0.5 à 1.5 Hz.

1.2.3 Compte des mouvements actifs (Boog)

Le compte des mouvements fœtaux fait partie de la surveillance des grossesses. Dans cette éventualité, la femme a reçu les explications nécessaires pour pouvoir interpréter la mobilité de son fœtus. La plus répandue est le comptage deux ou trois fois par jour pendant une demi-heure aux mêmes heures du nycthémère, avec réalisation d'une courbe de mobilité fœtale.

Au cours d'une grossesse normale, il suffit de demander à la femme de contrôler que son fœtus bouge tous les jours de façon habituelle. Ce n'est qu'en cas de diminution brutale ou de disparition des mouvements depuis plus de 6 à 12 heures (moins de 10 mouvements sur 5 heures par exemple) que les consignes de consulter d'urgence le service où elle doit accoucher lui sont données. Lorsqu'il s'agit d'une grossesse pathologique, en cas de RCIU, d'antécédent de mort fœtale, de diabète, le compte des mouvements actifs est recommandé. Une diminution des mouvements actifs impose une consultation, voire une hospitalisation où seront réalisés un examen clinique, une échographie et, surtout, un ERCF.

De nombreux protocoles pour l'évaluation foetale de mouvement par la mère ("compte de coups de pied") ont été rapportés et semblent être acceptables. La perception de 10 mouvements distincts sur une période de 2 heures est considérée comme rassurante. Une fois que 10 mouvements ont été perçus, le compte peut être arrêté.

D'après Boog (Boog 1987), les méthodes subjectives de comptage des mouvements fœtaux ont montré l'apparition d'un pic à 32 SA puis une diminution jusqu'au terme :

- 200 mouvements fœtaux à 20 SA
- 575 mouvements fœtaux à 32 SA
- 282 mouvements fœtaux à terme.

1.3 Les mesures de l'état du fœtus

Plusieurs techniques de surveillance des mouvements fœtaux sont utilisées, en particulier pour évaluer le risque de mort foetale dans les grossesses compliquées.

L'ensemble des mouvements que peut réaliser un fœtus, varie en terme d'amplitude, de vitesse et de force au cours de sa croissance. Lors du premier trimestre de grossesse, les mouvements apparaissent dispersés et dans un ordre aléatoire. L'apparence des divers mouvements est fortement similaire d'un fœtus à un autre en terme d'exécution.

1.3.1 Mouvements respiratoires fœtaux

Le premier signe de la vie chez le nouveau-né est sa respiration. On a démontré que le fœtus exécute des mouvements respiratoires à partir du troisième mois de grossesse. Ces mouvements, réalisés surtout pendant les périodes de sommeil agité, deviennent de plus en plus fréquents, pour aller jusqu'à occuper 30 % du temps au cours du dernier trimestre de gestation (Tchobroutsky nov. 1975). Ces mouvements sont très faibles, en raison de l'énorme résistance qu'offre le milieu aquatique liquidien à une respiration. Le volume de liquide déplacé à chaque mouvement ne dépasse pas un millilitre.

Les mouvements respiratoires du fœtus sont réduits, chez le fœtus avant terme de moins de 34 semaines, en comparaison avec le fœtus à terme (Baskett 1988).

Chez le fœtus normal, les mouvements respiratoires se font à glotte fermée. Chez le fœtus hypoxique, ce réflexe est absent et, lors des efforts inspiratoires de grande amplitude il y a une inspiration massive de méconium avant l'accouchement (Manning 1977).

Dubowitz a montré que les mouvements respiratoires fœtaux sont observables dès la fin du premier trimestre. Ils représentent 30 % des périodes respiratoires en fin de grossesse et tendent à être très réguliers après la 36^{ème} semaines et leur fréquence augmentent de 2 à 3 heures après les repas maternels ou après ingestion de 50 g de sucre.

Selon Trudinger, les mouvements respiratoires fœtaux se modifient avec l'âge gestationnel et la maturation fœtale. Plus précisément, entre la 30^{ème} et la 34^{ème} semaine de gestion, la respiration est haletante avec des efforts inspiratoires multiples (2 à 5) suivis d'une phase expiratoire, et comme aspect global, un mouvement respiratoire long et très irrégulier. Ensuite, au-delà de la 36^{ème} semaine, le mouvement est plus lent et plus mature car régulier, et comporte des périodes inspiratoires et expiratoires de durée égale. On peut regrouper la classification de Trudinger dans le Tableau 1.1.

Âge gestationnel	Aspect des mouvements respiratoires fœtaux
20 - 24 semaines	<ul style="list-style-type: none"> Bouffées rapides de 4 à 10 respirations, mouvements incoordonnés et saccadés.
à partir de 28 semaines	<ul style="list-style-type: none"> Diminution du rythme des mouvements respiratoires
28 - 30 semaines	<ul style="list-style-type: none"> Épisodes de respiration plus prolongée.
30 - 34 semaines	<ul style="list-style-type: none"> Respiration haletante avec efforts inspiratoires multiples (2 à 5) suivis d'une phase expiratoire : aspect global d'un mouvement respiratoire long et très irrégulier.
Au-delà de 36 semaines	<ul style="list-style-type: none"> Mouvement plus lent et plus mature car régulier et comportant des périodes inspiratoires et expiratoires de durée égale
39 - 40 semaines	<ul style="list-style-type: none"> Respiration périodique avec des mouvements lents, superficiels et très réguliers alternant avec des mouvements plus profonds et plus variables.

Tableau 1.1 Aspect des mouvements respiratoires fœtaux d'après Trudinger

1.3.2 Mouvements globaux actifs

Ces mouvements regroupent les mouvements simples, les mouvements de grande intensité et les mouvements d'enroulement du fœtus. L'ensemble de ces mouvements est bien décrit dans les travaux (De-Vries et al. 1982; Trudinger and Lewis 1978).

Les mouvements globaux représentent 50% de l'activité fœtale totale dans la période de 12 à 19 SG (De-Vries et al. 1988). A cette période, l'intervalle entre les mouvements atteint 5 à 6 min, pouvant aller jusqu'à 14 min (De-Vries et al. 1982). Avec la maturation entre 16 et 32 SG, il se produit une décroissance dans le nombre de mouvements par heure.

1.3.3 comportement fœtal

Les états comportementaux du fœtus sont analogues à ceux du nouveau né.

Prechtl a suggéré la classification suivante des états comportementaux du nouveau né :

- *Etat S1* : yeux fermés, respiration régulière, mouvement absents.
- *Etat S2* : yeux fermés, respiration irrégulière, petits mouvements.
- *Etat S3* : yeux ouverts, mouvements absents.
- *Etat S4* : yeux ouverts, grands mouvements.
- *Etat S5* : yeux ouverts ou fermés, pleurs.

Selon Prechtl, ces états sont purement descriptifs et ils sont mutuellement exclusifs. On peut reconnaître les états S1 et S2 comme correspondant aux deux types de sommeil ; S1 sommeil calme et S2 sommeil REM (Rapid Eye Movement).

Partant de l'analyse du rythme cardiaque fœtal (RCF) en association avec la présence ou l'absence des mouvements globaux et des mouvements des yeux, Nijhuis a défini quatre états de comportement fœtal ressemblant aux états comportementaux S1, S2, S3, et S4 décrits par Prechtl.

- *Etat 1F* : (sommeil calme) Quiescence, qui peut être interrompue par des mouvements courts du corps. Les yeux ne bougent pas. Le rythme cardiaque fœtal (RCF) est stable mais des accélérations isolées sont observées en relation avec les mouvements (RCF de type A).
- *Etat 2F* : (sommeil actif) Il comprend des mouvements fréquents et périodiques du corps du fœtus, ainsi que des mouvements des extrémités. Les mouvements des yeux sont toujours présents. Le rythme cardiaque fœtal (RCF) montre des oscillations plus amples que pour le type A et de fréquentes accélérations en association avec les mouvements (RCF de type B).

- Etat 3F: Absence des mouvements du corps. Les mouvements des yeux sont présents de façon continue. Le RCF (type C) est stable, mais montre des oscillations plus amples que pour le type A et une fréquence d'oscillation plus stable que pour le type B. Le RCF de type C est aussi caractérisé par l'absence d'accélération.
- Etat 4F : (éveil actif)Activité vigoureuse en continu. Les mouvement des yeux sont présents quand ils sont observables. Le RCF (type D) est instable et montre des accélérations amples et de longue durée, souvent fusionnées en tachycardies continues (Figure 1.1).

Il semble que les états 1F et S1 (sommeil calme) d'une part et 2F et S2 (sommeil REM) d'autre part soient des états correspondants chez le fœtus et le nouveau né.

Au cours de la grossesse le moment durant lequel les états comportementaux du fœtus s'organisent et se distinguent nettement n'est pas clairement déterminé. Il est probable que ces états s'organisent graduellement. Après 36 semaines de gestation ces états sont en général bien distincts [10].

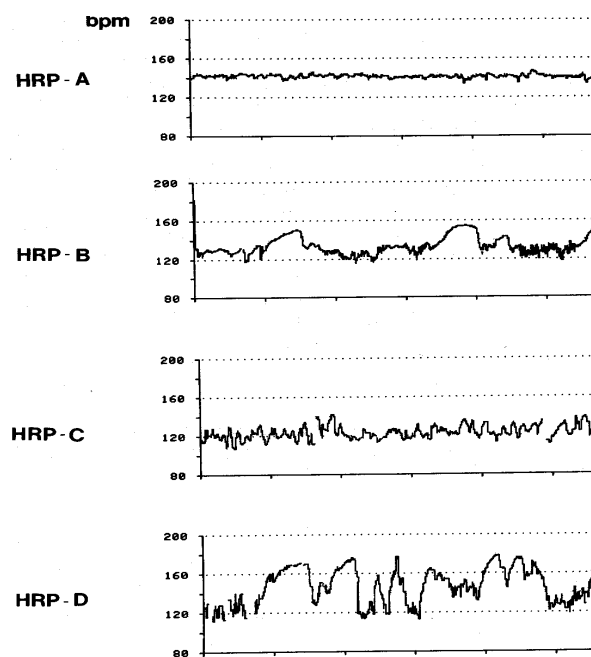


Figure.1.1 Les types de RCF observés dans les états comportementaux du fœtus

1.4 Conclusion

Il est prouvé que les états comportementaux du fœtus pendant la dernière partie de la grossesse, tant chez les êtres humains que chez les moutons, ont des similitudes avec le sommeil postnatal (prédominance initiale du sommeil paradoxal), ce qui donne à penser qu'ils pourraient jouer un rôle dans la croissance et le développement du cerveau. Des chercheurs ont étudié la mesure dans laquelle la modification des états comportementaux du fœtus affecte la croissance et le développement du cerveau. Leurs travaux portent sur les aspects neuro-anatomique, métabolique et physiologique de cette question.

En général, les états de comportement du fœtus sont reliés aux différents types de mouvements fœtaux et influent sur leurs caractéristiques. Les mouvements respiratoires fœtaux n'interviennent pas dans la définition des états comportementaux contrairement à ceux du nouveau-né. Lorsqu'ils sont détectés, ils sont réguliers dans l'état 1F et irréguliers dans les états 2F et 4F (Nirhy-Lanto et al. 1986).

Chapitre II

Les ultrasons, les transducteurs ultrasonores et l'effet Doppler

2

Les ultrasons, les transducteurs ultrasonores et l'effet Doppler

Sommaire

2.1 Introduction	22
2.2 Les Ultrasons	23
2.2.1 Introduction	23
2.2.2 Principe	24
2.2.3 Champ ultrasonores	24
2.2.4 Applications diagnostiques des ultrasons	25
2.3 Technologies des transducteurs.....	26
2.4 Propagation des ultrasons dans le tissu humain	27
2.4.1 Absorption	28
2.4.2 Mode de propagation	28
2.4.3 Réflexion et réfraction	28
2.4.4 Diffusion	28
2.5 Echographie Doppler (effet Doppler)	29
2.5.1 Effet Doppler.....	29
2.5.2 Principe Doppler	29
2.5.3 Contenu spectral de l'écho Doppler	31
2.5.4 Dispositifs Doppler ultrasonores	31
2.5.4.1 Le système Doppler continu	31
2.5.4.2 Le système Doppler pulsé	35
i) Système Duplex	36
ii) Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur	37
2.6 Conclusion	37

2.1 Introduction

Les méthodes de mesure par effet Doppler ultrasonore des mouvements fœtaux sont devenues essentielles pour la surveillance prénatale. Les informations fournies par les appareils de mesure peuvent guider le praticien dans le suivi d'une grossesse et surtout vérifier le comportement fœtal pendant la grossesse.

Un élément principal d'un système de surveillance de l'activité fœtale par effet Doppler est le transducteur ultrasonore. Ce dernier définit le champ d'observation et donc la

qualité de mesure. Pour une application rigoureuse, le capteur doit avoir un faisceau aussi large que possible pour couvrir l'ensemble de tissu visé, et dans notre cas est de pouvoir couvrir l'ensemble de fœtus afin d'extraire tous les paramètres à interpréter.

Dans ce chapitre nous décrivons le principe des ultrasons (propagation et réception des ultrasons), les capteurs ultrasonores utilisés pour l'observation des mouvements fœtaux par effet Doppler et nous terminerons par quelques éléments concernant les appareils de mesure (Doppler continu, Doppler pulsé ...etc.).

2.2 Les Ultrasons

2.2.1 Introduction

En 1883, le britannique Galton construit un sifflet capable de produire des ultrasons. Pendant la seconde guerre mondiale, les ultrasons furent utilisés pour localiser les sous-marins avec des sonars, mais également pour détecter des défauts d'homogénéité dans différents matériaux. Dussik en 1943, puis Leksell en 1947, essaient de visualiser les contours de tumeurs cérébrales en enregistrant, dans deux dimensions, l'atténuation d'ultrasons émis continûment à travers la tête d'un patient.

En cardiologie, les suédois Hertz et Edler visualisent en 1953 des sténoses mitrales et l'allemand Effert parvient même à faire un diagnostic de tumeur intra auriculaire. Puis les américains Wild et Reid adaptent la technique des échos d'impulsions à l'examen des structures biologiques. En 1965, Feigenbaum décrit la cinétique pariétale¹ postérieure, et précise quelques critères d'épanchement² péricardique. Des médecins japonais obtiennent les premières tomographies cardiaques en 1967. Depuis, grâce à d'énormes progrès technologiques, des équipements performants permettent l'étude de l'ensemble de la pathologie cardiaque.

Les ultrasons permettent de réaliser des images en coupe des tissus mous du corps humain à partir de l'amplitude des échos rétrodiffusés lors de la propagation d'impulsions mécaniques de haute fréquence dans ces tissus (2 à 10 MHz typiquement). On peut également analyser la vitesse des structures mobiles comme le sang, en détectant la variation de fréquence par effet Doppler entre les signaux ultrasonores émis et réfléchis. Le « signal Doppler » est alors analysé pour présenter des courbes de vitesse instantanée du sang dans les vaisseaux, ou associé au signal d'amplitude pour réaliser des images mixtes présentant à la

¹ Os pariétal : os qui forme les deux côtés et la voûte du crâne.

² Accumulation pathologique d'un fluide dans une cavité naturelle

fois les structures anatomiques et le sang circulant.

L'échographie est largement utilisée pour surveiller les grossesses, car aucun effet nocif pour le fœtus n'a été mise en évidence. L'utilisation des ultrasons, méthode d'exploration foetale, a apporté des progrès considérables en obstétrique en permettant d'aborder successivement la biométrie, la morphologie, le rythme cardiaque, et plus récemment l'hémodynamique et le bien-être du fœtus. De la réalisation d'un Doppler couplé à l'échographie est de pratique courante car cet examen apporte des renseignements fondamentaux sur le plan diagnostique et pronostique concernant l'hémodynamique materno-foetale.

2.2.2 Principe

Le principe de l'échographie est simple : une sonde ultrasonore qui utilise les propriétés piézo-électrique d'un élément en céramique émet un faisceau d'ultrasons. Elle est appliquée directement sur la peau du patient, dans la direction de l'organe à visualiser. L'onde ultrasonore émise par la sonde se propage dans les tissus mous de l'organisme en subissant une réflexion partielle 'écho' à chaque variation de l'impédance acoustique du milieu. Un dispositif électronique mesure alors le temps qui sépare le signal émis des signaux réfléchis, et détermine ainsi la distance des cibles réfléchissantes. Après traitement, des images représentant les coupes de l'organe visualisé sont affichées en temps réel.

Une sonde est composée d'un ou plusieurs transducteurs (cristaux) identiques qui servent à la fois d'émetteurs de faisceau ultrasonore vers l'objet à étudier, et de récepteurs pour la partie de ce faisceau qui est réfléchi dans la direction du tir. L'intensité des échos réfléchis dépend du type de discontinuités du milieu traversé par le faisceau, tandis que le temps écoulé entre l'émission et la réception d'un écho donne directement la distance entre la sonde et la discontinuité réfléchissante, dans la limite de la profondeur d'exploration fixée par la fréquence f d'utilisation de la sonde.

2.2.3 Champ ultrasonore

La génération des ondes ultrasonores ainsi que leur transformation en un signal électrique revêtent une grande importance, car la qualité de l'information obtenue sur l'écoulement sanguin en dépend.

En échographie médicale, on ne cherche pas à réaliser une onde plane longitudinale, mais un faisceau ultrasonore de section aussi fine que possible sur toute la profondeur d'exploration. La géométrie du champ acoustique généré par la sonde ultrasonore définit la résolution

latérale. Elle dépend principalement des dimensions et de la forme de l'élément piézo-électrique du transducteur dans le cas d'un transducteur monocristal, ainsi que des combinaisons des émissions individuelles dans le cas d'un transducteur multiélément.

Le champ acoustique peut être prédit de manière théorique en se basant sur le principe d'Huygens, qui modélise toute source ultrasonore par une somme d'éléments ponctuels adjacents qui rayonnent des ondes sphériques. Pour un transducteur circulaire de rayon a travaillant en mode piston, l'intensité du champ acoustique le long de l'axe du transducteur est donné par :

$$\frac{I_z}{I_o} = \sin^2 \left(\frac{\pi}{\lambda} \left(\sqrt{a^2 + z^2} - z \right) \right) \quad (1.1)$$

où I_o est l'intensité maximum, z la distance au transducteur et λ la longueur d'onde.

La distance du dernier maximum de la fonction (1.1) est donnée par

$$z_0 = \frac{4 a^2 - \lambda^2}{4 \lambda} \quad (1.2)$$

Pour $a^2 \gg \lambda^2$, (1.2) se simplifie:

$$z_0 = \frac{a^2}{\lambda} \quad (1.3)$$

La zone comprise entre le transducteur et la distance z_0 est appelée zone de Fresnel ou champ proche. Cette région est caractérisée par une oscillation de l'intensité du champ acoustique le long de l'axe du transducteur.

Le champ acoustique est principalement contenu dans un cylindre de rayon égal à celui du transducteur. La zone située au-delà de la distance z_0 est appelée zone de Fraunhofer ou champ lointain. Dans cette région, l'intensité du champ acoustique le long de l'axe est proportionnelle à l'inverse du carré de la distance z et présente une oscillation dans le plan perpendiculaire à l'axe de propagation.

2.2.4 Applications diagnostiques des ultrasons

En diagnostic médical, l'application des ultrasons se distingue dans quatre grands axes d'application :

- l'imagerie des tissus peu mobiles et directement accessibles à travers la peau : c'est le cas par exemple de l'utérus, du foie et des voies biliaires, des reins, de la rate, des seins, de la thyroïde, ...
- l'exploration des structures en mouvement, comme le cœur et le sang circulant, qui repose sur l'utilisation de techniques combinant échographie rapide, techniques Doppler et enregistrement du mouvement des structures en mode temps-mouvement (ou T.M.).
- l'échographie par voie endocavitaire lorsqu'il est nécessaire de rapprocher le capteur de la région à explorer pour gagner en résolution, ou pour éviter de traverser des structures osseuses ou gazeuses. On utilise pour cela des capteurs miniaturisés et de fréquence ultrasonore relativement élevée.
- les applications nouvelles qui relèvent d'équipes spécialisées, comme l'échographie Doppler cérébrale, l'échographie avec produits de contraste, l'échographie 3D, l'échographie interventionnelle avec guidage de ponctions ou de gestes thérapeutiques, l'imagerie ultrasonore paramétrique, ...

2.3 Technologie des transducteurs

Les ultrasons sont générés par des transducteurs piézo-électriques à base de céramiques ferroélectriques qui fonctionnent successivement en émission et réception. Les capteurs utilisés pour former les images sont constitués d'un grand nombre de transducteurs élémentaires (jusqu'à plusieurs centaines) qui constituent des réseaux ou des matrices.

Le principal matériau utilisé pour la réalisation de transducteurs ultrasonores est la céramique piézo-électrique. Un autre matériau, le polyvinylidène fluorure (PVDF), qui est un polymère, présente également de bonnes propriétés piézo-électriques, et possède l'avantage d'être flexible et d'avoir une impédance acoustique (cf. équation. 4) plus petite que celle des céramiques. Son efficacité est par contre inférieure. L'apparition de matériaux composites (Wells London 1969) a permis la réalisation de transducteurs ultrasonores qui ont une efficacité comparable à celle des céramiques et possèdent une faible impédance acoustique. Ils offrent un meilleur couplage entre le transducteur et les tissus, et permettent la création d'impulsions ultrasonores plus brèves grâce à leur coefficient d'amortissement plus élevé. La Figure 2.1 illustre l'allure typique d'un transducteur ultrasonore. Les électrodes sont placées de manière à faire travailler la céramique en mode piston. La fréquence de résonance est définie par l'épaisseur du disque et vaut:

$$f_{res} = \frac{2c_{cer}}{e_p} \quad (1.4)$$

où e_p est l'épaisseur du disque et c_{cer} la célérité de l'onde dans la céramique.

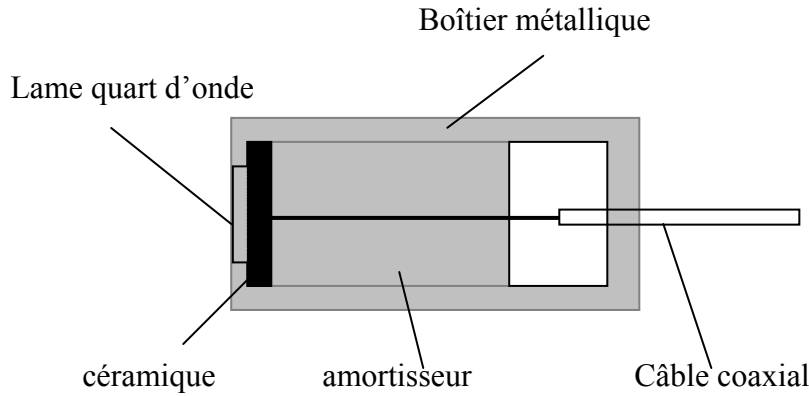


Figure 2.1 Coupe typique d'un transducteur ultrasonore

Le transfert d'énergie acoustique de la céramique (milieu 1) dans les tissus (milieu 3) est déterminé par les impédances caractéristiques z de ces deux milieux, qui sont définies par :

$$z = \rho c \quad (1.5)$$

où ρ est la masse volumique du milieu et c sa célérité d'onde.

Dans le corps humain, c peut être considérée constante (1540 ± 60 m/s) et voisine de celle dans l'eau (1500 m/s) si l'on excepte les discontinuités apportées par le squelette et l'air pulmonaire. La longueur d'onde acoustique dépend quasi exclusivement de la fréquence f des ultrasons puisque $\lambda = c/f$, soit

$$\lambda \text{ (mm)} = 1500 \text{ (m/s)} / f \text{ (kHz)} \quad (1.6)$$

2.4 Propagation des ultrasons dans le tissu humain

De nombreux travaux ont été réalisés depuis une vingtaine d'années pour caractériser les tissus par ultrasons. Les premières applications de routine reposent sur deux grandes techniques : la mesure de la vitesse et de l'atténuation d'une onde acoustique se propageant dans les tissus (le calcaneum par exemple), et l'étude de la réponse non linéaire des tissus aux variations de pression instantanées liées au passage de l'onde acoustique (imagerie harmonique).

Nous allons rappeler les facteurs de réflexion, transmission et atténuation des ultrasons dans le corps humain. L'intensité d'une onde acoustique qui se propage dans les tissus s'atténue au fur et à mesure de son parcours. Plusieurs facteurs contribuent à cette atténuation:

2.4.1 Absorption

L'absorption des ultrasons dans les tissus est due aux forces de frottement qui s'opposent au mouvement des particules du milieu. L'intensité des forces de frottement est fonction de la viscosité de ce milieu. De plus, l'absorption des ultrasons dépend de leur fréquence f .

L'intensité $J(t)$ de l'écho arrivant sur le transducteur à l'instant $t = d/c$ dépend de la distance d'aller et retour d parcourue par les ultrasons dans les tissus. Elle est donnée par (Halberg and Thiele June 1986):

$$J(t) \propto \frac{1}{d^e} e^{-0.23 \alpha f_e d} \quad (1.7)$$

où α représente le coefficient d'atténuation moyen des tissus vivants, qui est de l'ordre de 1 dB/cm/MHz.

2.4.2 Mode de propagation

Les ondes ultrasonores peuvent exciter d'autres modes de propagation de l'onde et donner ainsi naissance à des ondes ultrasonores transversales, qui se déplacent à des vitesses différentes de l'onde longitudinale

2.4.3 Réflexion et réfraction

Lors du passage d'une onde ultrasonore à travers une interface séparant deux milieux de caractéristiques acoustiques différentes, une partie de l'onde incidente est réfléchiée et une autre est réfractée. L'énergie contenue dans l'onde réfractée est égale à l'énergie de l'onde incidente diminuée de celle contenue dans l'onde réfléchiée.

2.4.4 Diffusion

Lorsqu'une onde ultrasonore rencontre un obstacle de dimensions nettement inférieures à la longueur d'onde, l'onde incidente est très faiblement diffractée et une onde de faible amplitude, rayonnant dans toutes les directions est générée. Pour des obstacles sphériques, l'intensité de l'onde ainsi diffusée est inversement proportionnelle à la puissance 4 de la longueur d'onde. On parle alors de diffusion de Rayleigh.

2.5 Echographie Doppler (effet Doppler)

2.5.1 Effet Doppler

Il fut découvert pour la première fois en 1842 par un physicien Autrichien Christian Doppler sur des ondes lumineuses. En acoustique l'effet Doppler se réfère au "changement de fréquence du son engendré par le déplacement de la source ou de l'observateur. En effet le son émis, à une fréquence donnée, par une source en mouvement est captée par un observateur à une fréquence décalée de celle émise : ce décalage est la fréquence Doppler. L'équation fondamentale peut être établie à partir des deux situations suivantes :

- la source est en mouvement et l'observateur est immobile ;
- la source est fixe et l'observateur est en mouvement

Quand un écho est réfléchi par un corps en mouvement (le corps du fœtus par exemple) il voit sa fréquence se modifier raison du changement de distance entre la source et le récepteur et ceci en fonction de la vitesse de la cible.

Il est ainsi possible de savoir si un corps (un globule rouge dans un vaisseau par exemple) se déplace, à quelle vitesse et dans quelle direction

2.5.2 Principe Doppler

D'une façon générale, l'effet Doppler est la variation de fréquence entre une onde acoustique ou électromagnétique émise par une source et celle reçue par un récepteur, lorsqu'un mouvement relatif existe entre le récepteur et l'émetteur. Considérons une source ultrasonore immobile émettant des ondes à une fréquence f_e , et un récepteur se déplaçant à la vitesse v dans un milieu où la célérité des ondes acoustiques est c (1500 m.s⁻¹ dans l'eau et les tissus biologiques). Par convention, la vitesse est considérée positive quand la cible se déplace en direction du transducteur, et négative quand elle s'en éloigne. Si la trajectoire de la cible forme un angle θ par rapport à la direction de propagation des ondes ultrasonores, la fréquence des ondes perçues par la cible est donnée par:

$$f_g = f_e \pm \frac{f_e v \cos \theta}{c} \quad (1.8)$$

Si l'impédance acoustique de la cible est différente du milieu dans lequel elle se déplace, elle rétrodiffuse partiellement les ondes acoustiques. Elle peut, par conséquent, être assimilée à une source ultrasonore mobile. La fréquence des ondes rétrodiffusées f_r , perçues par un transducteur immobile est:

$$f_r = \frac{c}{c \pm v \cos \theta} f_g \quad (1.9)$$

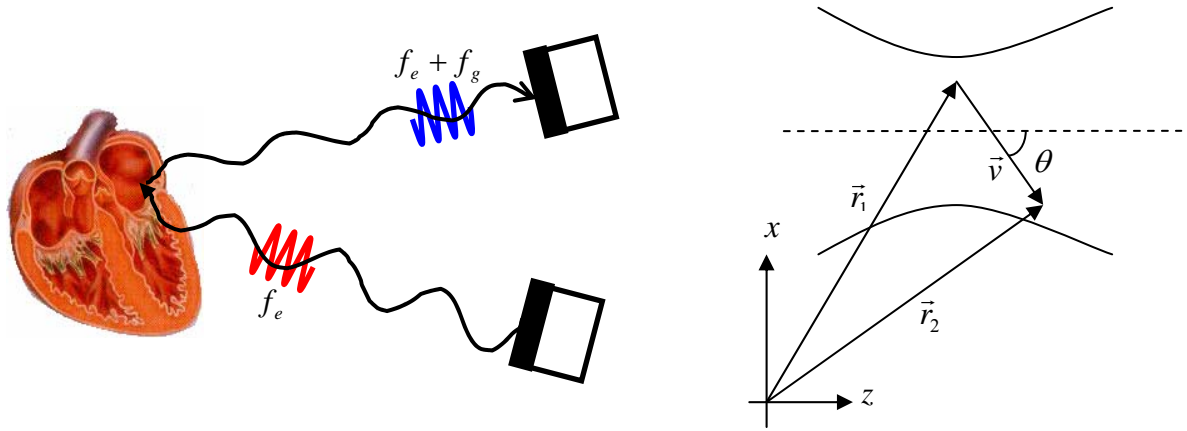


Figure 2.2 La fréquence ultrasonore f_g mesurée par la cible est différente de la fréquence émise f_e

En combinant (1.8) et (1.9), la fréquence des ondes f_r reçues est :

$$f_r = f_e \left(\frac{c \pm v \cos \theta}{c \mp v \cos \theta} \right) \cong f_e + \Delta f \quad (1.10)$$

Soit

$$f_r = f_e + \Delta f \quad (1.11)$$

La différence de fréquence Δf est positive si la cible se rapproche de la source et négative si elle s'éloigne. Δf est appelé la fréquence Doppler.

Si la cible mobile est dans l'axe du faisceau ultrasonore :

$$\Delta f = \frac{2v \times f_e \cos \theta}{c} \quad (1.12)$$

Où θ est l'angle entre l'axe du faisceau et l'axe du déplacement de la cible. Remarquons si la cible est mobile dans l'axe du faisceau ultrasonore, la fréquence Doppler mesurée devient la vitesse de cible et pas la projection orthogonale du vecteur v sur l'axe du faisceau ultrasonore :

$$\Delta f = \frac{2v f_e}{c} \quad (1.13)$$

la valeur de la fréquence Doppler devient alors :

$$\Delta f = \frac{2v f_e \cos \theta}{c} \quad (1.14)$$

qui s'annule totalement lorsque l'angle atteint 90° .

Le calcul de la vitesse circulatoire nécessite donc la connaissance de la fréquence Doppler et de l'angle entre le faisceau et l'axe de déplacement. Pour calculer cette vitesse, la formule devient :

$$v = \frac{\Delta f}{2 f_e \cos \theta} c \quad (1.15)$$

2.5.3 Contenu spectral de l'écho Doppler

Les ondes ultrasonores rencontrent différentes structures comme les parois vasculaires qui peuvent être très échogènes en comparaison des globules du sang.

Le spectre du signal Doppler reçu par un transducteur est par conséquent formé de composantes quasi-stationnaires de basse fréquence et de grande amplitude, et de composantes de plus haute fréquence qui proviennent de la rétro diffusion sur les globules rouges en mouvement.

2.5.4 Dispositifs Doppler ultrasonores

Actuellement, deux grandes familles de systèmes de mesure sont utilisées dans les appareils du commerce : le Doppler continu et le Doppler pulsé.

2.5.4.1 Le système Doppler continu

Historiquement, les systèmes Doppler à émission continue furent les premiers appareils ultrasonores à effet Doppler. Ils utilisent habituellement deux transducteurs hémisphériques dans la même sonde, le premier étant destiné à émettre les ondes ultrasonores et le second à les recevoir (cf. Figure 2.3).

Les Doppler à émission continue n'ont aucune résolution en profondeur; toutefois les ultrasons venant des grandes profondeurs sont plus atténués que ceux réfléchis à proximité du transducteur.

L'appareillage effectue la comparaison des deux fréquences f_e et f_r au niveau d'un démodulateur pour en extraire, en continu, la fréquence Doppler.

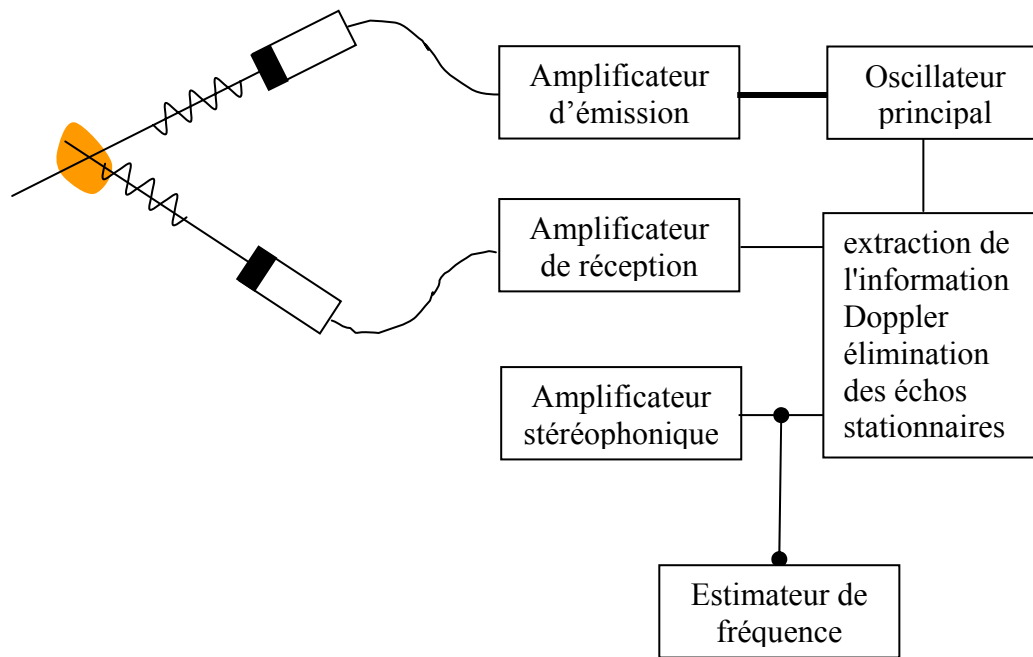


Figure 2.3 Principe de Doppler à émission continue

Les avantages du Doppler continu sont sa grande sensibilité pour détecter des flux lents et sa faible puissance acoustique. Il a cependant des limites : l'absence de résolution spatiale puisque, le signal reçu est indépendant de la profondeur et les fréquences Doppler détectées proviennent de l'ensemble des cibles rencontrées sur le faisceau. Cependant une analyse spectrale du signal complexe recueilli permet de lever en partie ce handicap.

La Figure 2.3 illustre le schéma de principe d'un Doppler à émission continue. L'oscillateur génère la fréquence de base des ultrasons émis, fréquence qui varie entre 1 et 20 MHz, selon la profondeur de pénétration souhaitée. Le signal électrique provenant de l'oscillateur est transformé en ondes acoustiques par le transducteur d'émission, ondes qui se propagent dans le corps. Une faible partie de l'énergie des ondes réfléchies par les différents tissus, fixes ou mobiles, est captée par le transducteur de réception qui les convertit en signal électrique. Ce signal de haute fréquence est amplifié et analysé, afin d'extraire la fréquence Doppler qu'il contient. Les appareils les plus simples ne font qu'amplifier le signal Doppler de manière à alimenter un haut-parleur. Une amélioration est apportée par la séparation des fréquences Doppler positives et négatives en formant un signal audible stéréophonique. Chaque canal donne alors l'information Doppler relative à une direction de l'écoulement.

Le signal reçu par le transducteur peut être vu comme étant une onde porteuse modulée en fréquence et en amplitude par les échos provenant de la cible, ainsi que par les échos provenant des structures stationnaires et quasi-stationnaires.

Une manière d'extraire l'information Doppler consiste à comparer le signal d'écho au signal émis, signal qui prend la valeur de référence. La différence de fréquence entre ces deux signaux engendre alors un battement à la fréquence Doppler. Un tel système est décrit sur la Figure 2.4. Le signal reçu est multiplié par un signal en quadrature à la fréquence émise f_0 pour retrouver le décalage Doppler. C'est pourquoi on parle de démodulation en quadrature de phase.

Le signal d'émission est :

$$e(t) = \cos(2\pi f_0 t) \quad (1.16)$$

Le signal reçu $r_s(t)$ a subi à la fois un décalage en temps t_0 et en fréquence f_0 (Jensen 1996) (cf. ANNEXE 1).

Le signal reçu est alors égal à :

$$r_s(t) = a.e(\alpha(t - t_0)) = a.\cos(2\pi f_0 \alpha(t - t_0)) \quad (1.17)$$

où $\alpha \approx 1 - \frac{2v_z}{c}$

On pose $\phi = 2\pi f_0 \alpha t_0$

$$r_s(t) = a.\cos(2\pi f_0 \alpha t + \phi) = a.\cos\left(2\pi\left(f_0 - \frac{2|\vec{v}| \cos(\theta)}{c} f_0\right) t + \phi\right) \quad (1.18)$$

Or $\Rightarrow r_s(t) = a.\cos(2\pi(f_0 + f_d)t + \phi)$

Si on multiplie ce signal par le signal émis, on obtient le signal

$$i(t) = r_s(t).e(t) = a \cos(2\pi(f_0 + f_d)t + \phi) \cos(2\pi f_0 t) \quad (1.19)$$

$$i(t) = \frac{a}{2} \{ \cos(2\pi(2f_0 + f_d)t + \phi) + \cos(2\pi f_d t + \phi) \} \quad (1.20)$$

Si on le multiplie maintenant par le signal en quadrature, on obtient le signal

$$q(t) = r_s(t).e(t + \frac{\pi}{2}) = -a \cos(2\pi(f_0 + f_d)t + \phi) \sin(2\pi f_0 t) \quad (1.21)$$

$$q(t) = \frac{a}{2} \{ \sin(2\pi(f_0 + f_d)t + \phi) - \sin(2\pi f_d t + \phi) \} \quad (1.22)$$

Après un filtrage passe-bas de $i(t)$ et de $q(t)$, on obtient la composante directe

$$I(t) = a \cos(2\pi f_d t + \phi) \quad (1.23)$$

et la composante en quadrature

$$Q(t) = a \sin(2\pi f_d t + \phi) \quad (1.24)$$

La direction du décalage Doppler est alors déterminée par la relation de phase entre la composante directe et en quadrature :

$$f_d > 0 \text{ si } Q(t) \text{ est en retard sur } I(t)$$

$$f_d < 0 \text{ si } Q(t) \text{ est en avance sur } I(t)$$

Un signal Doppler directionnel est le signal complexe $I(t) + jQ(t)$ (cf. Figure 2.4).

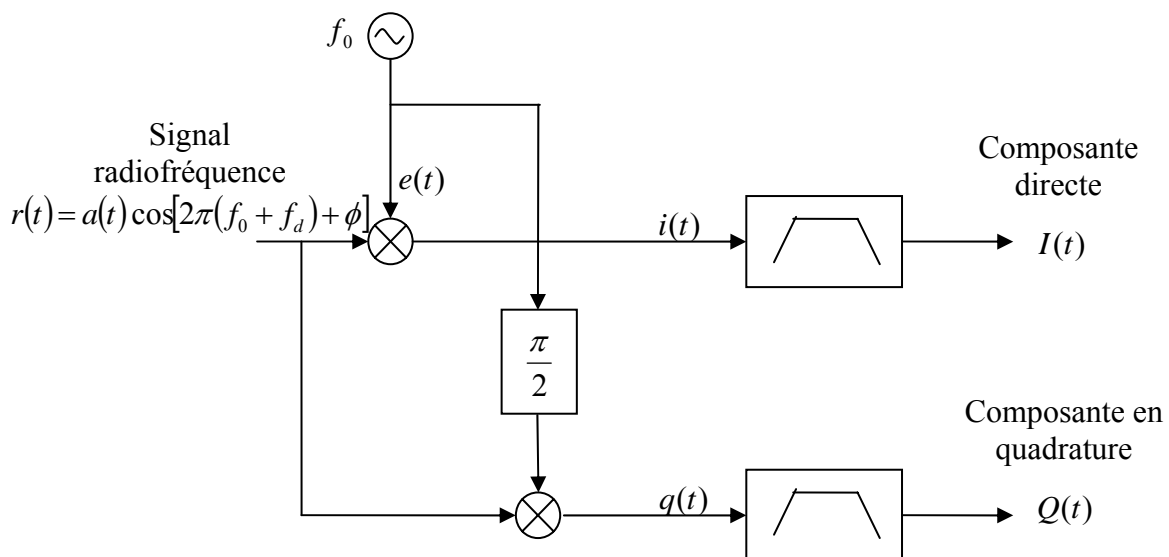


Figure 2.4 Une démodulation et un filtrage du signal d'écho $r(t)$ permettent de déterminer les composantes en phase $I(t)$ et en quadrature $Q(t)$

La connaissance des composantes en phase et en quadrature permet de déterminer la direction de l'écoulement.

Les signaux Doppler étant des signaux à bande étroite ($f_d \ll f_0$), le multiplicateur peut être remplacé par un échantillonneur travaillant à la fréquence d'émission f_0 (Smith 1988). Cette méthode ne provoque aucun biais tant que la largeur des spectres Doppler est inférieure à la moitié de la fréquence d'émission.

Dans un dispositif à Doppler continu, le signal Doppler directionnel $I(t) + jQ(t)$ est continu. Il présente l'inconvénient de ne pas pouvoir distinguer les signaux en provenance de deux structures proches (deux veines par exemple).

2.5.4.2 Le système Doppler pulsé

Une émission ultrasonore pulsée permet de déterminer la distance des cibles responsables des échos Doppler et d'en mesurer leur vitesse. La célérité de l'onde ultrasonore étant à peu près constante dans le corps humain (Wells London 1969), le temps séparant l'émission de la réception de l'impulsion ultrasonore permet de connaître la profondeur de la cible. Le système peut être rendu multiportes simplement en échantillonnant plusieurs fois les composantes $I(t)$ et $Q(t)$. La fréquence d'échantillonnage des composantes directe et en quadrature est appelée Pulse Repetition Frequency (PRF).

Le principe de fonctionnement est le suivant : un transducteur, incliné en direction de l'axe du vaisseau, est excité périodiquement à la fréquence de récurrence f_{PRF} (où PRF indique Pulse Repetition Frequency) par un train d'ondes ultrasonores de courte durée T (cf. Figure 2.5)..

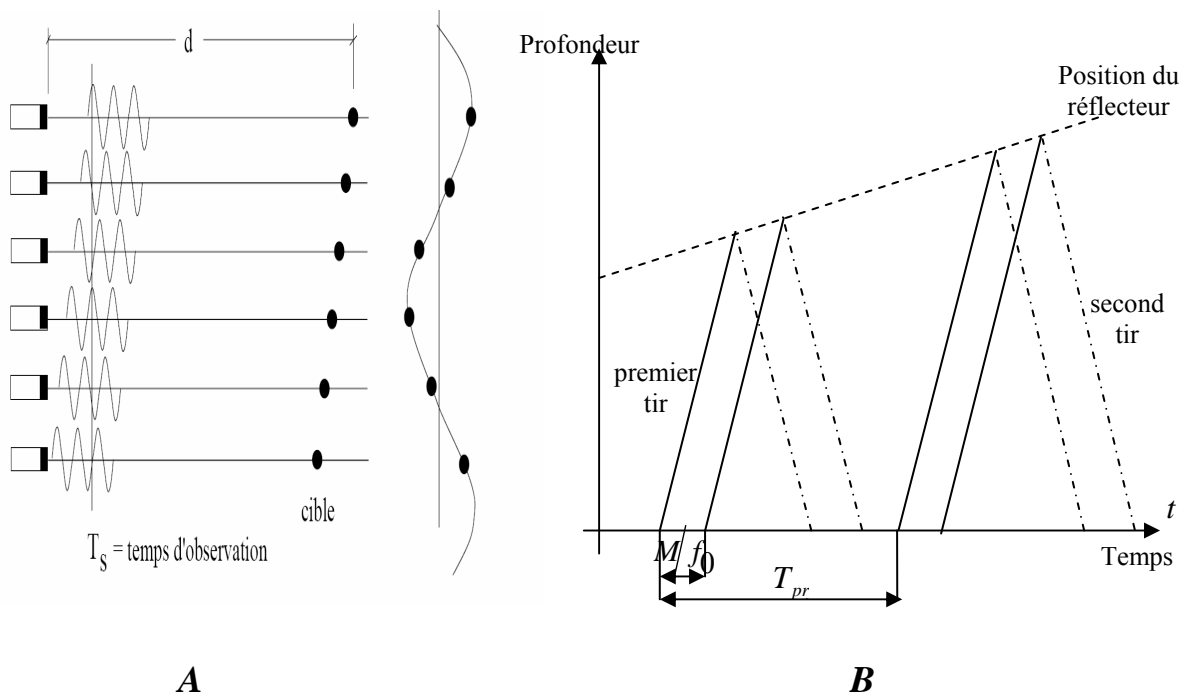


Figure 2.5 A : Principe de fonctionnement du Doppler pulsé

L'énergie ultrasonore émise dans le milieu de propagation, est réfléchiée partiellement par les interfaces situées sur le trajet du faisceau. Afin de prélever l'information à l'endroit désiré, l'utilisateur positionne une porte de réception (fenêtre temporelle) d'une largeur

correspondant à la zone de mesure voulue (la profondeur de champ exploré) et à l'endroit choisi (distance de la cible au transducteur).

L'information de vitesse contenue dans ce signal est extraite des circuits de détection, en déplaçant la fenêtre de mesure suivant le diamètre du vaisseau ; dans ces conditions on obtient des valeurs locales de vitesses qui permettent d'en établir le profil.

Pour obtenir une bonne résolution en distance, la durée du signal transmis doit être la plus courte possible, alors qu'elle doit être grande pour permettre un bon rapport signal à bruit et une information précise de vitesses. En général, à 3 MHz, on utilise des trains d'impulsions de durée de l'ordre de $1\mu s$, ce qui se traduit par des signaux d'une longueur d'environ 1,5mm.

La fréquence de répétition des tirs ou PRF (Pulse Repetition Frequency), ainsi que la fréquence du transducteur, jouent un rôle important dans la détermination de la vitesse maximale mesurable avec un appareil à émission pulsée. En d'autres termes, on peut dire que la déviation Doppler à mesurer est échantillonnée à la fréquence de répétition f_{PRF} . Compte tenu du théorème de Shannon-Nyquist, la fréquence Doppler f_d maximale mesurable sans ambiguïté est égale à la moitié de la fréquence de récurrence. Au dessus de cette valeur maximale apparaît un phénomène de repliement de spectre (Aliasing). Cliniquement cela est capital lorsqu'on cherche à mesurer des flux sanguins au voisinage de lésions obstructives telles que des sténoses valvulaires. La profondeur maximale analysable en fonction de la PRF est donc $P_{r\max} = c/2f_{PRF}$. Aux grandes profondeurs, on travaillera alors à faible PRF. A partir des équations précédentes on peut déduire la vitesse maximale mesurable

$$V_{\max} = c^2 / (8 f P_{r\max}) \quad (1.25)$$

Le schéma de principe d'un Doppler pulsé monocanal est illustré à la Figure 2.5. Le même transducteur est utilisé pour émettre et recevoir les ondes ultrasonores. Le signal provenant de l'oscillateur principal est utilisé pour générer l'impulsion d'émission, qui est divisée de manière à fournir la fréquence de répétition synchrone des impulsions ultrasonores.

i) *Système Duplex*

L'exploration du flux dans les vaisseaux profonds ou dans les cavités cardiaques est difficile sans un repérage anatomique précis. Cette investigation devient alors possible grâce à l'utilisation d'un système Doppler pulsé, couplé à un échographe à balayage mécanique ou électronique. Les systèmes duplex permettent ainsi l'acquisition alternée de l'image

échographique et du signal Doppler. Ils permettent de visualiser les vaisseaux, ce qui facilite l'interprétation des signaux Doppler, et de repérer les lésions pariétales, ce qui permet de focaliser l'examen sur les zones pathologiques, en amont et en aval.

ii) *Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur*

Il fournit la cartographie de l'écoulement sanguin en temps réel, ce qui permet une observation plus détaillée et précise des écoulements. Il pourrait être assimilé à un système Doppler pulsé multi portes et multi lignes (cf. Figure 2.6). En fait, grâce à un procédé d'analyse du signal par auto corrélation, il est possible d'obtenir l'information Doppler sur toute la longueur d'une ligne, après deux impulsions, en analysant les modifications de la phase entre les deux signaux.

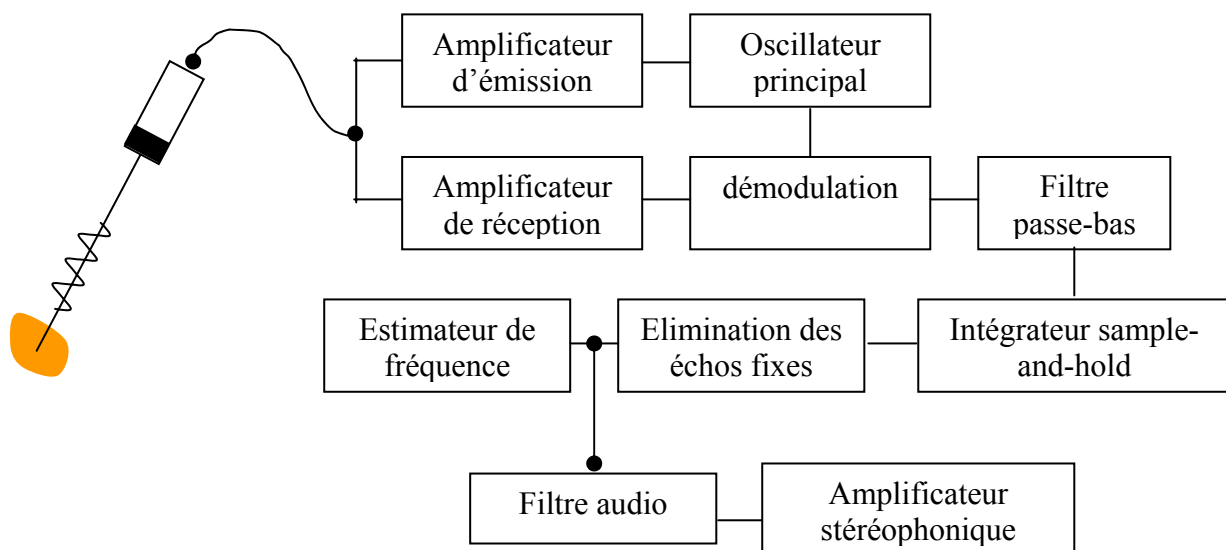


Figure 2.6 Principe de Doppler pulsé

2.6 Conclusion

Les techniques ultrasonores à application médicale continuent d'évoluer très rapidement dans le domaine du diagnostic (et du guidage thérapeutique). L'échographie Doppler est actuellement une technique extrêmement précieuse en Obstétrique, Cardiologie et Vasculaire. Il faut savoir que, plus que pour d'autres techniques, la qualité et la fiabilité des

renseignements qu'elle fournit sont très dépendantes de l'appareillage utilisé et de l'expérience de l'opérateur.

Chapitre III

Méthodes d'évaluation des mouvements fœtaux

3

Méthodes d'évaluation des mouvements fœtaux

Sommaire

3.1 Introduction	40
3.2 Techniques d'évaluation du bien-être fœtal	41
3.2.1 Techniques anciennes d'évaluation du bien être fœtal	41
3.2.2 Nouvelles techniques d'évaluation du bien être fœtal	41
3.2.2.1 Évaluation de l'activité fœtale par la mère (Décompte des mouvements fœtaux)	42
1. Techniques de CARDIFF	42
2. Techniques de SADOVSKY	42
3. Mobilogramme fœtal d'EHRSTÖM	43
4. Méthodes de WOOD	43
3.2.2.2 Evaluation cardiotocographique, avec ou sans contractions provoquées	43
i) Examen de réactivité fœtale	43
ii) Epreuve à l'OCYTOCINE	44
3.2.2.3 Evaluation échographique du comportement fœtal	44
3.2.2.4 Techniques Doppler	46
3.2.2.5 L'imagerie médicale	49
3.3 Conclusion	49

3.1 Introduction

L'âge gestationnel auquel on entreprend l'évaluation du bien-être fœtal doit tenir compte de la perception clinique d'un risque accru une fois que le fœtus est viable. Par exemple, pour les grossesses nécessitant l'administration d'insuline et sans autres complications, l'évaluation prénatale doit débiter entre la 32^{ème} et la 36^{ème} semaine de gestation. Pour les grossesses prolongées, l'évaluation prénatale doit commencer entre le 287^e et le 294^e jour (41^e et 42^e semaines). L'évaluation précise du bien-être fœtal au cours du travail demeure évasive en pratique clinique.

Pour tous les autres troubles affectant la mère ou le fœtus, la gravité et l'âge gestationnel détermineront le moment adéquat pour entreprendre l'évaluation prénatale.

Lorsque la patiente présente une diminution des mouvements fœtaux, l'évaluation du fœtus doit débiter sans délai. Bien qu'il y ait eu des avancées significatives à la fois sur le plan technologique et sur le plan de notre compréhension de la physiologie fœtale, la valeur prédictive des tests établis pour diagnostiquer une souffrance fœtale reste relativement pauvre.

Dans cette partie, nous ferons le tour des techniques appliquées à l'évaluation du bien-être fœtal, ainsi que des appareils développés pour la surveillance de la grossesse dans le but d'évaluer l'activité fœtale d'une façon rigoureuse.

3.2 Techniques d'évaluation du bien-être fœtal

3.2.1 Techniques anciennes d'évaluation du bien être fœtal

- L'amnioscopie est la surveillance du liquide amniotique que l'on pratique dans toutes les maternités. C'est un examen réalisé en fin de grossesse et permettant de visualiser la couleur du liquide amniotique en l'observant à travers les membranes amniotiques. Cet examen a pour but de détecter une éventuelle émission de selles (le méconium par le fœtus qui constitue l'indice d'un stress ou d'une souffrance fœtale).
- Mesure du pH ou des lactates au scalp fœtal :
- Un pH < 7,20 ou des lactates > 5 mmol/l = indication l'extraction fœtale sans délai.
- D'après Schaal, Martin (Schaal and Martin 1999) sur un microprélèvement du sang fœtal au niveau du scalp, les résultats sont classés en :
 - pH normal > 7,25
 - pré-acidose 7,20 - 7,25
 - acidose grave < 7,20
 - lactates pathologiques > 3,3 mmol/l
- Analyse de l'activité motrice embryo-fœtale et de l'état d'éveil et de sommeil du fœtus.

3.2.2 Nouvelles techniques d'évaluation du bien être fœtal

Les techniques utilisées pour pratiquer l'évaluation prénatale se classent en cinq catégories et peuvent être utilisées simultanément ou selon un ordre hiérarchique :

1. Évaluation de l'activité fœtale par la mère.
2. Évaluation cardiotocographique, avec ou sans contractions provoquées.
3. Évaluation échographique du comportement fœtal et du volume de liquide amniotique.
4. Vélométrie au Doppler du cordon ombilical du fœtus.
5. L'imagerie médicale

Le choix de la technique appropriée dépend du risque fœtal perçu, ainsi que des compétences techniques et de l'équipement disponibles. Aucune technique d'évaluation prénatale, à elle seule, ne lui semble supérieure. Plusieurs des techniques utilisables évaluent différents aspects du bien être du fœtus, il faut donc envisager la possibilité de les combiner quand on diagnostique des situations anormales, de façon à réduire le taux de faux positif qui accompagne l'utilisation de chaque technique faite isolément.

3.2.2.1 Évaluation de l'activité fœtale par la mère (Décompte des mouvements du fœtus)

Plusieurs techniques ont été proposées pour permettre à la mère d'évaluer les mouvements du fœtus (Rayburn 1995). Jusqu'ici, il n'existe pas de preuve de la supériorité d'une technique par rapport à une autre. Cependant, le temps requis par chacune d'elles pour que la mère évalue les mouvements du fœtus varie considérablement. Voici quatre méthodes qui sont suggérées (Freda et al. 1993):

i) Technique de CARDIFF

A partir de 9h du matin, en position assise ou allongée, la patiente se concentre sur les mouvements de son fœtus. Elle calcule combien de temps il faut pour compter 10 mouvements. Elle présente ensuite les résultats lors d'une visite prénatale. Si le fœtus n'a pas bougé 10 fois avant 21h, elle doit se présenter tout de suite pour un examen.

ii) Technique SADOVSKY

La patiente s'étend pendant une heure après le repas, si possible, et elle se concentre sur les mouvements de son fœtus. Si, après une heure, elle n'a pas compté quatre mouvements, elle doit continuer pendant une autre heure. Si après deux heures, elle n'a pas encore compté quatre mouvements, elle doit se présenter pour un examen. Le nombre de mouvements obtenus et le temps nécessaire à leurs manifestations doivent être inscrits et présentés lors des visites prénatales.

Le décompte quotidien suivi des mesures appropriées en présence d'une diminution des mouvements fœtaux ne réduit pas la mortalité fœtale ou néonatale plus que les simples questions sur les mouvements du fœtus lors des visites prénatales habituelles ou qu'une utilisation sélective pour les cas à risque élevé (Grant et al. 1989).

Le principal avantage de ce type de méthodes est leur facilité d'emploi. La perception maternelle des mouvements est en effet très liée à l'état psychologique de la mère, aux conditions familiales de la grossesse, etc. (Schaal et al. 1991).

iii) Mobilogramme fœtal d'EHRSTÖM (Ehrstrom 1973).

EHRSTÖM a mené une étude sur le comptage quotidien des mouvements fœtaux, en fonction des semaines d'aménorrhée [22-44 SA]. Le comptage a été réalisé par la mère sur une période de 12 heures. Les hoquets fœtaux ont été exclus et la patiente a été autorisée à décider elle-même ce qu'était un mouvement du fœtus

iv) Méthodes de WOOD (Wood et al. 1977)

Après instructions et informations précises, la mère doit compter et noter le nombre de mouvements fœtaux pendant trois périodes de vingt minutes chaque jour à partir de la 32^{ème} semaines. Par exemple, 20 minutes le matin au réveil en restant allongée, puis 20 minutes après le déjeuner, et enfin 20 minutes le soir au coucher.

3.2.2.2 Evaluation cardiotocographique, avec ou sans contractions provoquées

La comparaison entre la courbe des contractions et celle du rythme cardiaque du bébé permet d'évaluer son comportement *in-utero*. Il est normal de constater un ralentissement modéré et bref des battements du cœur au moment de la contraction. Ils peuvent passer de 160 – 180 à 120 par minute. Mais tous les bébés n'ont pas cette variation de rythme. Cependant, un ralentissement long et significatif de ces battements peut être l'indice d'une souffrance fœtale :

i) Examen de réactivité fœtale

Cet examen est utilisé lorsque les résultats de l'examen échographiques ne sont pas rassurants. L'évaluation se fait au moyen d'un cardiotocographie, la patiente couchée sur le côté gauche. L'enregistrement doit se faire pendant au moins 20 minutes. La fréquence cardiaque fœtale de départ doit se situer à l'intérieur des normes 120 à 160 batt/min. Un examen de réactivité fœtale comprend au moins deux accélérations, par rapport au rythme de base, d'au moins 15 batt/min pendant au moins 15 secondes au cours d'une épreuve de 20 minutes. Si la fréquence cardiaque fœtale reste non réactive après 20 minutes, l'enregistrement doit continuer pendant encore 20 minutes, pour tenir compte de la durée moyenne des périodes de sommeil lent. Si le rythme cardiaque du fœtus demeure non réactif

après 40 minutes d'épreuve, le clinicien peut alors pratiquer soit un test à l'ocytocine, soit un profil biophysique (Vintzileos et al. 1987).

Cependant il faut savoir qu'environ 50% des fœtus normaux, de la 24^{ème} à la 28^{ème} SG, ont des résultats négatifs au test précédent en raison du manque relatif de maturité de leur système nerveux sympathique (Druzin et al. 1985).

ii) Epreuve à l'OCYTOCINE

Cette épreuve permet, grâce à une injection d'ocytocine, d'obtenir un certain nombre de contractions utérines et d'étudier leur effet sur le rythme cardiaque fœtal, afin de déterminer l'état du fœtus et de détecter s'il est en souffrance. Ce test ne doit pas être utilisé chez une patiente pour laquelle un accouchement vaginal est contre-indiqué (placenta prævia par exemple). Pour les patientes dont le travail risque de se déclencher avant terme, il faut user de prudence si on pratique l'épreuve à l'ocytocine avant la 37^{ème} SG. Cet examen se déroule sur 20 minutes (Huddleston et al. 1984; Lagrew 1995).

3.2.2.3 Evaluation échographique du comportement fœtal

L'échographie permet l'évaluation simultanée de plusieurs paramètres du développement et de la physiologie du fœtus. Elle permet l'étude des organes de l'abdomen, du petit bassin, du cou (thyroïde, ganglions, foie, rate, pancréas, reins, vessie, organes génitaux) mais aussi des vaisseaux (artères et veines) et du cœur, et peut parfois guider un prélèvement. Au cours d'une grossesse, elle permet d'étudier la vitalité et le développement du fœtus, de dépister des anomalies ou encore de déterminer le sexe de l'enfant.

Dans les années 1980, l'avènement de l'échographie a permis à Manning de développer le concept de score biophysique fœtal.

Le profil biophysique se pratique au moyen d'une échographie en mode B en temps réel. On attribue un score de 0 (absent) ou de 2 (présent) pour chacune des quatre variables observées, tel que décrit au tableau.1. Le score maximum est de 10 en incluant l'examen de réactivité fœtale ou de 8 sans ce dernier. La démarche de prise en charge à la suite du profil biophysique est déterminée par le score atteint, tel qu'illustré dans le Tableau 3.1 (Manning 1995).

Paramètres	Critères de normalité	présent	Absent
<i>NST</i>	≥ 2 accélérations du RCF ≥ 15 battements par minute et ≥ 15 secondes sur une période de 20 minutes.	2	0
<i>Mouvements fœtaux</i>	≥ 3 mouvements isolés des membres ou du tronc sur une période de 30 minutes (les épisodes de mouvements actifs continus sont considérés comme un seul mouvement)	2	0
<i>Mouvements respiratoires</i>	≥ 1 épisode de 30 secondes de mouvement respiratoire sur une période de 30 minutes	2	0
<i>Tonus fœtal</i>	≥ 1 épisode d'extension avec retour en flexion d'un membre ou du tronc ou d'ouverture et de fermeture d'une main sur une période de 30 minutes	2	0
<i>Quantité de liquide amniotique</i>	≥ 1 citerne de liquide amniotique ≥ 1 cm dans deux plans perpendiculaires	2	0

Tableau 3.1 : Critères des scores au profil biophysique

Score	Interprétation	Conduite à tenir
10	Enfant normal faible risque d'asphyxie chronique ou d'infection	Répéter le test une fois / semaine, 2 fois dans les grossesses de diabétique, les dépassements de terme, toutes les 48h dans les RPM.
8	Enfant normal faible risque d'asphyxie chronique ou d'infection	Répéter le test une fois / semaine, 2 fois dans les grossesses diabétique, les dépassements de terme, toutes les 48h dans les RPM. L'oligoamnios est une indication d'accouchement.
6	Suspicion d'asphyxie chronique ou d'infection	Répéter le test dans les 4 à 6h. l'oligoamnios est une indication d'accouchement.
4	Suspicion d'asphyxie chronique ou d'infection	Si ≥ 36 semaines et clinique favorable : accouchement, si ≥ 36 semaines et L/S=2 répéter le test dans les 24h. Si ≤ 4 : accouchement.
0 - 2	Forte suspicion d'asphyxie chronique ou d'infection	Prolonger le test sur 120 mn, si le score est toujours ≤ 4 : accouchement.

Le score Manning (cf. Tableau 3.2), calculé en même temps qu'est réalisée la surveillance échographique habituelle, permet d'authentifier le bien être fœtal et de se passer d'une surveillance par l'E.R.C.F lorsque les quatre critères échographiques sont présents (score égal à 8/8). Un score normal permet de s'affranchir de tout autre contrôle pendant une semaine chez un fœtus à faible risque, et pendant trois jours chez un fœtus à risque moyen.

Le score Manning est un examen lourd et réservé aux cas les plus difficiles. En cas de doute (score entre 5 et 7), on peut être amené à le répéter quotidiennement.

3.2.2.4 Techniques Doppler

A l'heure actuelle, l'examen Doppler des artères ombilicales et cérébrales du fœtus a un rôle majeur pour le suivi des grossesses avec retard de croissance (hypertension gravidique, pré éclampsie), ou pour le dépistage précoce des anomalies du développement de la circulation utérine maternelle en début de grossesse.

Des appareils de surveillance de l'activité fœtale se sont développés, utilisant les techniques Doppler ultrasonores à émission continue et pulsée. Ces appareils ont été mis au point durant les années 1970 et leur utilisation fait actuellement partie de la surveillance de routine dans la majorité des hôpitaux des pays développés.

➤ **Le système STAN[®]** (Sundström et al. Göteborg, Mai 2000)

STAN est un nouveau système de monitoring de l'activité de cœur du fœtus. Il est basé sur une technologie brevetée. Le principe de ce système est de détecter les modifications de l'amplitude ou de la morphologie de l'onde T de l'ECG fœtal, capté par une électrode placée sur le cuir chevelu du fœtus. Le système analyse la valeur moyenne de trente battements cardiaques et informe le clinicien sur le rapport T/QRS et sur les anomalies de morphologie de l'onde T. L'élévation du rapport T/QRS avec ou sans ondes T bi phasiques, en présence d'altérations de l'ECG, augmente la probabilité d'acidose et indique qu'il est nécessaire d'accélérer l'accouchement. Si ces deux paramètres restent dans les normes, le travail d'accouchement peut se poursuivre car la probabilité d'acidose est faible.

➤ **Le HEWLETT-PACKARD M-1350-A** (Devoe et al. 1994; Lowery et al. 1995; Melendez et al. 1992)

Son fonctionnement est basé sur l'utilisation de l'effet Doppler ultrasonore à émission pulsée à 1MHz. Il permet l'enregistrement des mouvements du corps fœtal, du rythme cardiaque fœtal et des contractions utérines. La détection des signaux Doppler de basse fréquence et

l'affichage du RCF se fait en même temps. Aucune indication de l'amplitude des signaux n'est fournie. Selon Melendez, ce système détecte 90.2% des mouvements combinés observés par échographie, 63.5% des mouvements isolés d'une extrémité, ainsi que 49.4% des hoquets. Le seul inconvénient de cet appareil est de ne pas à détecter les mouvements respiratoires.

➤ **Le TOITU 320**

Son fonctionnement est basé sur l'utilisation de l'effet Doppler ultrasonore à émission continue non directionnelle à 2.0 MHz. Les signaux Doppler engendrés par l'activité fœtale sont filtrés dans une bande [20-80] Hz, redressés, et présentés sur le même tracé que le RCF. Besinger et al. ont mené une étude sur les mouvements enregistrés par le TOITU-320 et ils ont montré que le TOITU-320 détecte 94.3% des mouvements isolés des membres, 97,1% des mouvements de rotation du fœtus et 100% des mouvements combinés complexes (Besinger and Johnson 1989).

➤ **Le TOCOCINON**

Cet appareil utilise l'effet Doppler à émission continue à 2.3MHz. Le signal est d'abord analysé puis traité et mis en forme. A l'issue de ce traitement, le signal se présente sous forme d'impulsion, chaque impulsion correspondant à un mouvement du fœtus. Le TOCOCINON est utilisé seul et en conjonction avec un cardiographe. Des études menées par (Colette and Anguenot 1984), ont montré que la corrélation entre le nombre de mouvements fœtaux enregistrés par le compteur de mouvements fœtaux, et le nombre de mouvements fœtaux observés par échographie, était de 94 %, et seulement 10% des mouvements comptés par le TOCOCINON sont ressentis par la mère, ce qui est suffisant pour les applications cliniques.

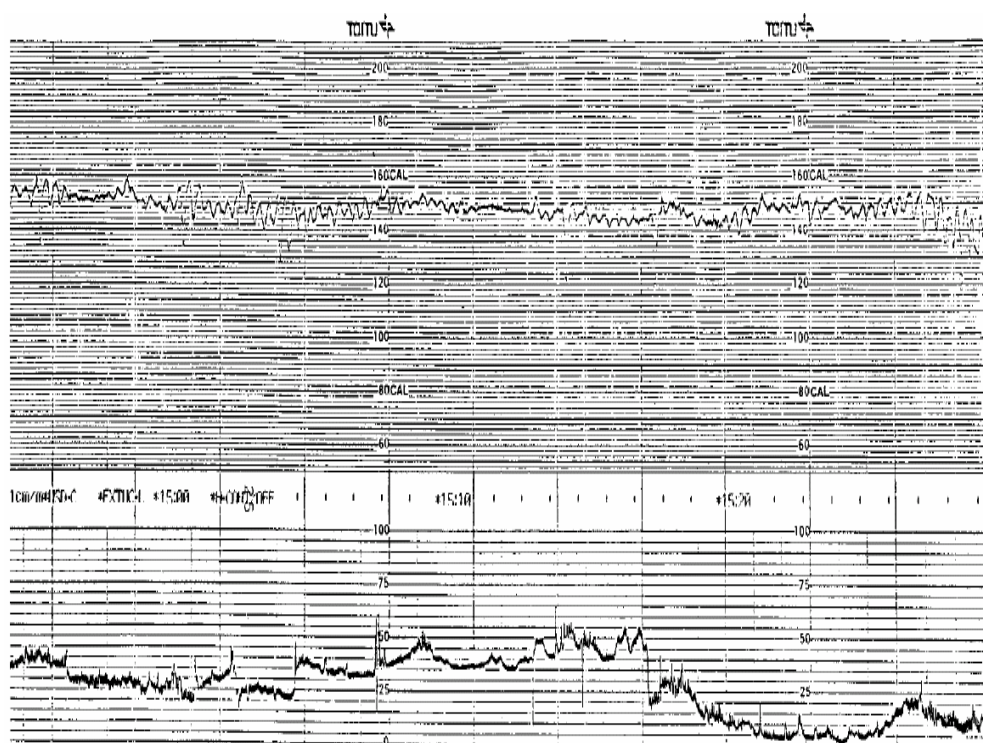


Figure 3.1 Tracé fourni par le system TOITU – rythme cardiaque fœtal (10 mm/min) en haut et de l'actocardiographe en bas pendant un état d'un fœtus.

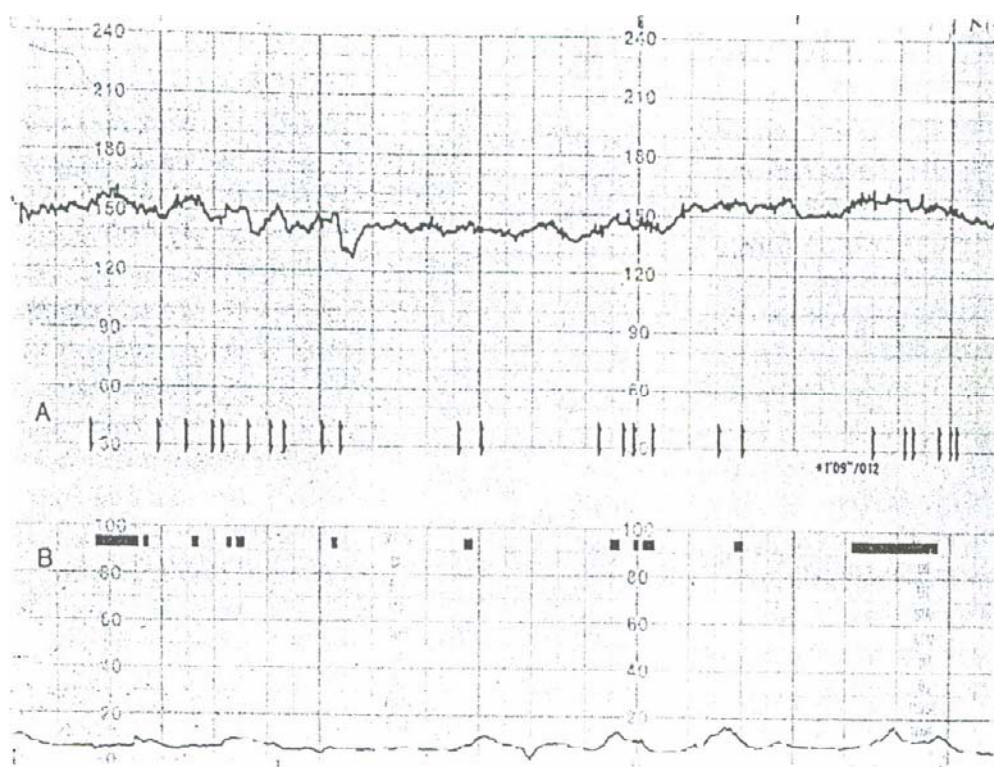


Figure 3.2 En haut monitoring de la ligne de base du RCF avec un moniteur HEWLETT-PACKARD M-1350-A : (A) marqueur maternel des mouvements fœtaux ; (B) blocs représentant des groupes de mouvements fœtaux détectés par Doppler.

3.2.2.5 L'imagerie médicale

Les techniques d'imagerie médicale ne donnent pas une simple image de tissu ou de l'organe étudié mais une représentation visuelle fondée sur des caractéristiques physiques ou chimiques particulières. La première technique d'imagerie médicale, la radiographie est née à la fin du 19ème siècle grâce aux travaux de Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923), un physicien allemand.

Pour observer le comportement fœtal, l'échographie est la méthode la plus réputée. A ce jour, de très nombreux travaux scientifiques ont été consacrés à la surveillance de la grossesse et à l'étude des mouvements fœtaux, et aucun effet néfaste n'a pu être attribué à l'utilisation de l'échographie en diagnostic médical.

3.3 Conclusion

Dans cette partie, nous avons cité les différentes techniques et moyens d'investigations des mouvements fœtaux afin de dépister la souffrance foetale. Chacune des différentes méthodes employées a des qualités et des défauts qu'il faut bien connaître pour leur utilisation optimale dans le cadre du suivi des grossesses à risque.

Deuxième partie

Acquisition des signaux Doppler et méthodes d'analyse et de traitement

Chapitre IV

Instrumentation : descriptifs du matériels et logiciel d'acquisition des signaux

4

Instrumentation : descriptifs du matériels et logiciel d'acquisition des signaux

Sommaire

4.1 Introduction	52
4.2 Dispositifs développés précédemment pour le monitoring de l'activité fœtale et le positionnement du projet par rapport à des projets concurrents	53
4.3 Matériels mis en œuvre	54
4.3.1 Ensemble de l'appareil ActiFoetus	55
4.3.1.1 Les transducteurs ultrasonores	55
4.3.1.2 Le module Doppler	56
4.3.2 Présentation du déroulement des applications	60
4.4 Conclusion	63

4.1 Introduction

La première étape à franchir dans le développement d'un nouvel outil d'investigation clinique est celle de l'acquisition des signaux. Si notre travail principal était centré sur le développement des méthodes de traitement et d'analyse numérique du signal, il nous est apparu essentiel de vérifier la qualité des signaux que nous aurions à numériser et de contrôler leur reproductibilité.

Depuis plusieurs années, l'Unité 619 mène des recherches sur les grossesses à risque et le devenir psychomoteur des enfants issus de ces grossesses. Les résultats de ces travaux montrent que l'étude systématique de l'activité fœtale pour apprécier la souffrance chronique in utero pourrait être un élément essentiel de surveillance et de décision obstétricale. Par ailleurs l'Unité 619 est adossée à la société Ultrasons Technologies qui en est une émanation partielle, pour le développement de nouvelles techniques ultrasonores.

Ce chapitre commence par une brève description des premiers dispositifs Doppler développés par l'Inserm U619 dans le but de surveiller l'activité fœtale puis, nous détaillerons

le dispositif ActiFoetus mis au point par la société Ultrasons Technologies dans le cadre d'un contrat RNTS, ainsi que le logiciel d'acquisition et d'affichage des signaux en temps réel.

4.2 Dispositifs développés précédemment pour le monitoring de l'activité fœtale et le positionnement du projet par rapport à des projets concurrents

L'appréciation de la qualité de l'activité fœtale est très importante pour l'étude du développement du système nerveux du fœtus et pour le suivi des grossesses à risque. Les moniteurs modernes à ultrasons (Hewlett Packard...etc.) utilisant un seul capteur permettent de suivre le rythme cardiaque fœtal (RCF), de compter les mouvements du tronc du fœtus et d'apprécier dans une certaine mesure la durée de ces mouvements mais pas de caractériser réellement l'activité fœtale et d'évaluer sa qualité. Une vraie caractérisation nécessite l'emploi de capteurs et d'un traitement de signal plus complexes.

En ce qui concerne le monitoring au domicile de la patiente, un certain nombre d'essais ont été effectués. On peut citer les travaux de Gough et al. avec le système MICRO-TEL (commercialisé en France par la société Kontron) et de Dalton et al. avec les dispositifs CEUSPEC, puis HOMEPLOT qui utilisent des moniteurs fabriqués par les sociétés Hewlett Packard et Sonicaid. Ces systèmes contrôlent uniquement le RCF et les données sont transmises par téléphone au centre hospitalier.

Le premier appareil développé par l'INSERM U619 pour le monitoring de l'activité fœtale était un appareil bi capteurs à Doppler continu (Karlsson 1996). Un premier capteur visait la région cardiaque fœtale et fournissait un signal Doppler directionnel tandis que le second visait une extrémité du fœtus et fournissait un signal ne contenant pas l'information de direction. Cet appareil a permis de réaliser une analyse temps fréquence de mouvements typiques du fœtus : hoquet, coup de pied, mouvement de rotation globale (Karlsson et al. 1998). Il a également permis de développer un algorithme permettant de calculer le rythme cardiaque fœtal et de démontrer la possibilité d'une détection automatique de la pseudo respiration fœtale (Karlsson et al. 2000a). (cf. Figure 4.1).

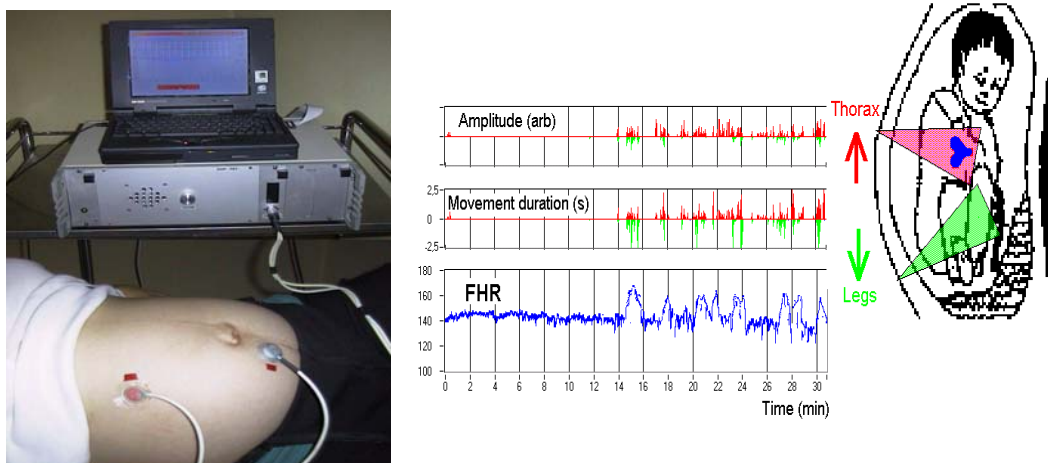


Figure 4.1 A gauche, Système DopFet. Capteur (rouge) est positionné au niveau du thorax fœtal, visant son cœur, le deuxième capteur recueille les signaux provenant des mouvements d'une extrémité. A droite, les amplitudes et les durées des mouvements du thorax (rouge) et les extrémités (vert). Visualisation du rythme cardiaque fœtal FHR (bleu)

Par la suite, un second appareil bi capteurs a été réalisé pour étudier plus spécifiquement les mouvements globaux des fœtus (Foulquière 2000). Le faisceau ultrasonore de ces deux capteurs a été rendu aussi large que possible afin de maximiser le volume de mesure. Cet appareil a permis de développer un algorithme de détection de ces mouvements globaux (en terme de nombre, de durée et d'amplitude) (Karlsson et al. 2000b).

Enfin, un moniteur fœtal disponible commercialement a été légèrement modifié pour étudier plus spécifiquement les mouvements pseudo respiratoires (Foulquière 2000). Cet appareil a permis de développer un algorithme de détection automatique de la respiration fœtale.

4.3 Matériels mis en œuvre

L'ensemble de l'appareillage Actifoetus nous permettant d'acquérir les signaux d'activité fœtale, est constitué de 12 capteurs ultrasonores, d'un module Doppler et d'un ordinateur muni d'une carte d'acquisition des signaux.

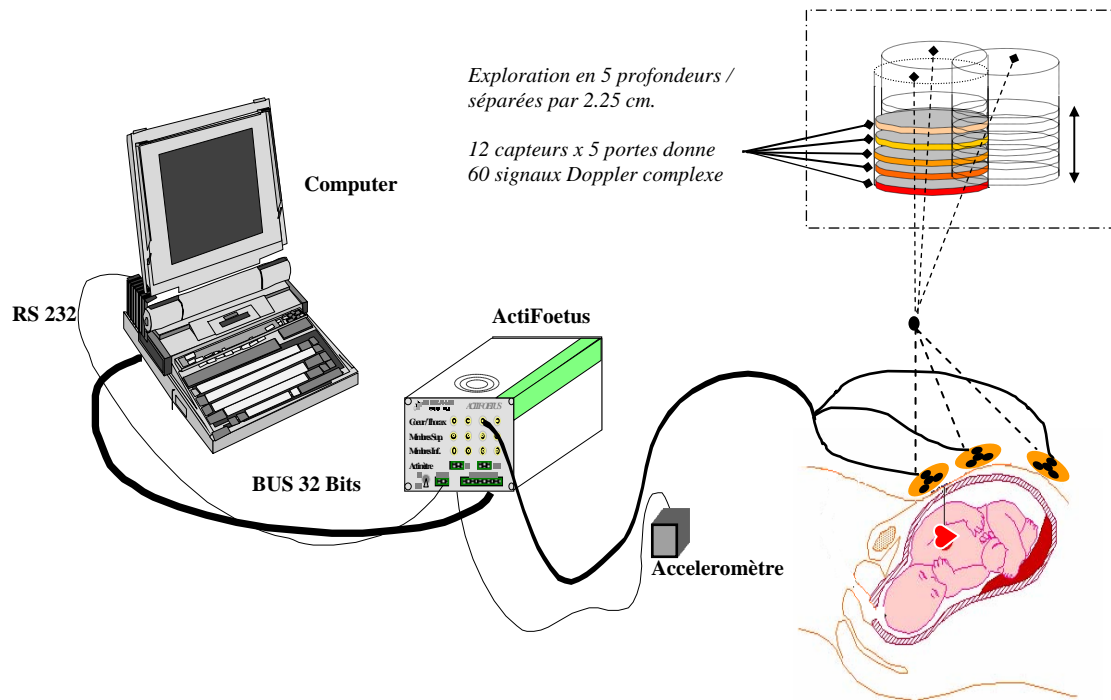


Figure 4.2 Système Actifoetus

Les 12 capteurs ont été choisis de manière à recueillir l'ensemble des mouvements du fœtus, ces mouvements pouvant provenir du thorax mais aussi des membres supérieurs et inférieurs du fœtus.

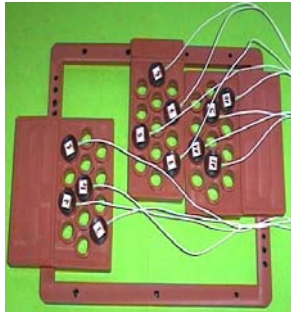
4.3.1 Ensemble de l'appareil ActiFoetus

1. Les Transducteurs ultrasonores

Le capteur définit le champ d'observation et donc la qualité des mesures. Chaque capteur est constitué d'un seul élément piézoélectrique qui fonctionne alternativement comme émetteur et récepteur. Ce sont des capteurs de petites dimensions, 16,1 mm de diamètre et 20,4 mm d'épaisseur. Ils fonctionnent à la fréquence de 2,25 MHz. La puissance émise est de $1,05 \text{ mW/cm}^2$.

Les capteurs ont été réalisés de manière à obtenir à couvrir un large champs de détection afin de diminuer les risques de perte de signal dus au déplacement du fœtus. Afin d'étudier les différents éléments du fœtus (cœur, membres...), nous disposons les transducteurs sur une surface suffisamment étendue du ventre de la mère. La profondeur d'exploration standard est d'environ 12 cm. Les capteurs sont placés sur le ventre de la

femme enceinte par modules de 4 : quatre capteurs visent le cœur et le thorax tandis que les huit autres captent les signaux provenant des membres supérieurs et inférieurs du fœtus.



Première version de ceinture



Deuxième version en forme de galette

Figure 4.3 La ceinture des capteurs



Figure 4.4 Capteur ultrasonore

2. Le module Doppler

Le module Doppler est constitué de trois cartes électroniques (4 voies chacune, 5 portes/voie) à émission pulsée 2.25 MHz, reliées à 12 capteurs ultrasonores. Ce système permet de détecter les signaux Doppler (le spectre Doppler des mouvements fœtaux variant de 0 à 200 Hz). Ces signaux peuvent être fusionnés avec des données provenant d'un Actimètre maternel. Dans la version finale, l'ensemble des données sera envoyé, via une liaison HF, vers un terminal afin d'y être traité (cf. Figure 4.5 et Figure 4.6)



Figure 4.5 Prototype Actifoetus



Figure 4.6 Le module Doppler

- *multiportes (12 × 5 portes donne 60 signaux complexes)*
- *à émission pulsée de 2.25 MHz*
- *volume d'exploration : 12X15X10 cm³*

On a choisi le Doppler pulsé afin d'éliminer les signaux parasites liés aux mouvements de la peau et des muscles abdominaux de la mère lorsqu'elle bouge, le recueil de données s'effectuant à cinq profondeurs différentes au-delà des 2 à 3 premiers centimètres. Chacune des cartes est reliée à quatre capteurs et gérée par un micro contrôleur (cf. Figure 4.7). Les circuits électroniques sont alimentés par une batterie avec une autonomie de 3 heures. Les douze capteurs sont excités par une impulsion de $10\ \mu\text{s}$ de durée et de 5V d'amplitude avec une fréquence de répétition des tirs (PRF) de 1KHz sur chaque capteur. La figure 4.7 présente l'architecture d'une des cartes du module. Le signal d'émission est une sinusoïde de fréquence 2.25MHz . Un multiplexeur permet d'adresser chacun des quatre transducteurs commandés par la carte.

Le signal reçu est tout d'abord amplifié par un amplificateur à faible bruit puis par un amplificateur à gain en rampe pour compenser l'atténuation plus forte dans les portes les plus profondes. Il est ensuite filtré passe-bande (fréquence centrale f_0) pour éliminer le bruit des modes de propagation parasites multiples de la fréquence d'émission. Puis, on réalise la démodulation en quadrature de phase. Les composantes directe et en quadrature sont échantillonnées cinq fois puis converties séquentiellement.

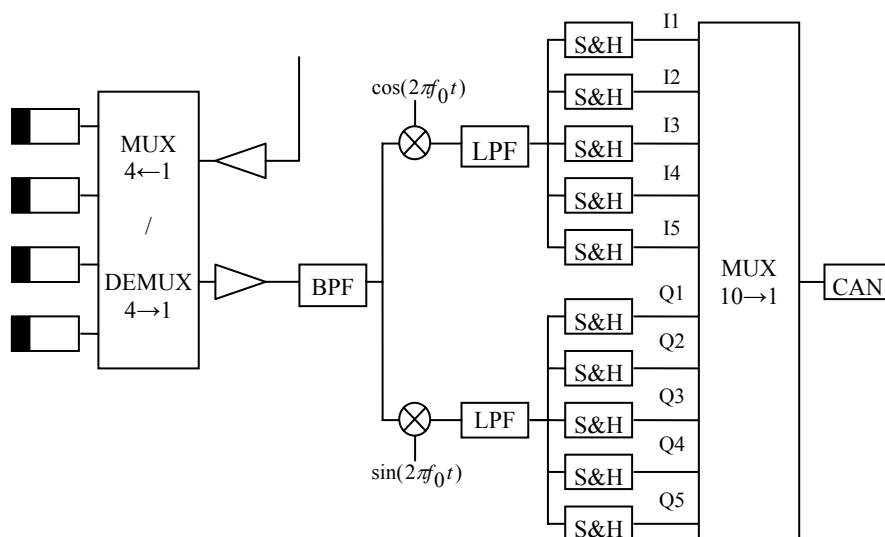


Figure 4.7 Architecture d'une carte du module

Les trois différents groupes de capteurs sont sollicités en même temps. A l'intérieur de chaque groupe, les quatre capteurs sont adressés séquentiellement.

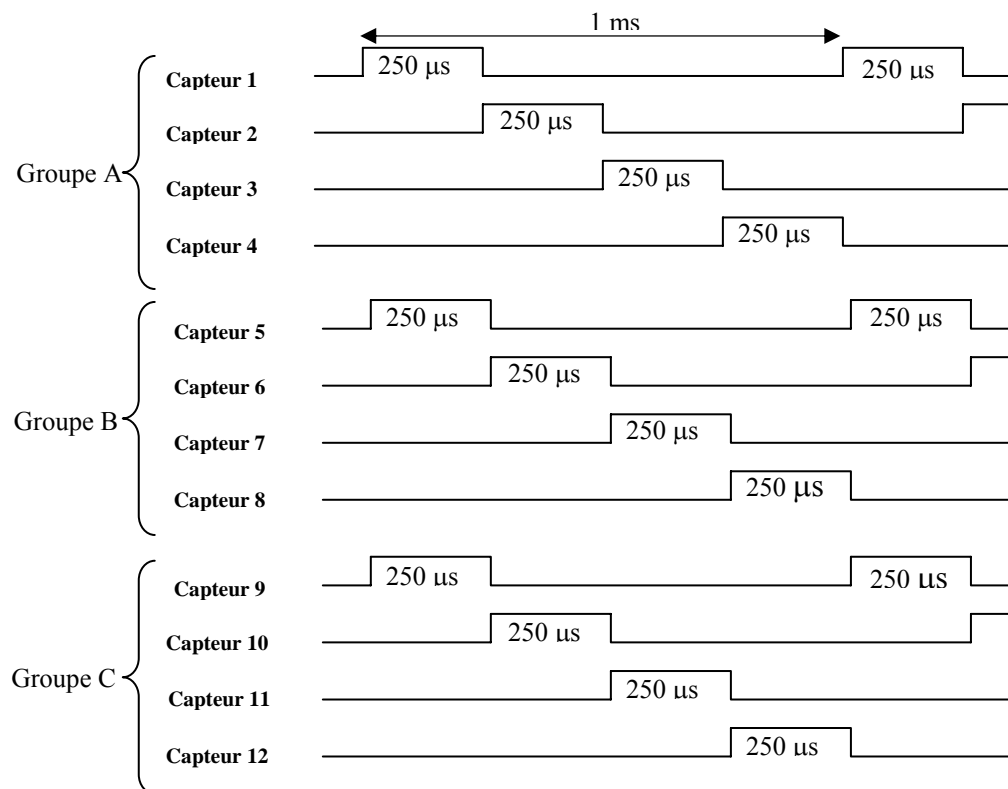


Figure 4.8 Séquence d'activation des capteurs

La séquence d'activation des capteurs est représentée sur la Figure 4.8. Seul un capteur de chaque carte tire simultanément.

Les profondeurs d'observations de l'ensemble des capteurs seront identiques. Les voies I et Q sont échantillonnées en même temps pour chaque capteur d'un groupe. Par contre la transmission sur le même bus des données numérisées des voies I et Q est forcément séquentielle (I puis Q). Il en va de même pour la transmission des données des différents groupes. Les échantillons sont présentés sur le bus de données dans l'ordre suivant (avec I_{cp} , Q_{cp} : échantillons en phase (I) respectivement en quadrature (Q) du capteur c à la profondeur p) :

I_{11} , Q_{11} , I_{51} , Q_{51} , I_{91} , Q_{91} , (Les signaux à la profondeur 1 issus des capteurs 1, 5 et 9 excités simultanément)

I_{12} , Q_{12} , I_{52} , Q_{52} , I_{92} , Q_{92} , (à la profondeur 2)

I_{13} , Q_{13} , I_{53} , Q_{53} , I_{93} , Q_{93} , (à la profondeur 3)

$I_{14}, Q_{14}, I_{54}, Q_{54}, I_{94}, Q_{94}$, (à la profondeur 4)

$I_{15}, Q_{15}, I_{55}, Q_{55}, I_{95}, Q_{95}$, (à la profondeur 5)

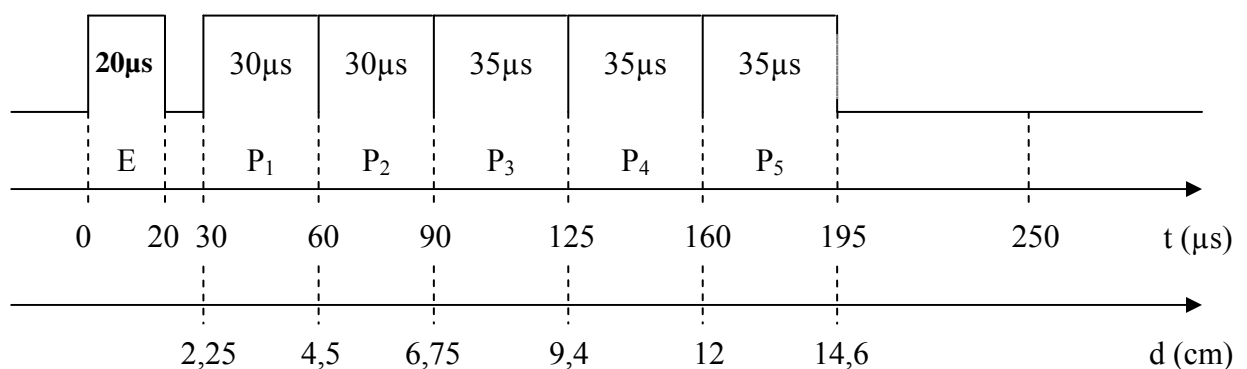
$I_{21}, Q_{21}, I_{61}, Q_{61}, I_{101}, Q_{101}$, (Les signaux à la profondeur 1 issus des capteurs 2, 6 et 10 excités simultanément) ...etc.

Les transferts de données vers la carte d'acquisition des signaux numériques sont gérés de manière synchrone avec les tirs ultrasonores. A la fin de chaque séquence de mesure (1 tir ultrasonore et 5 portes de réception couplées à 5 conversions analogiques – numériques complexes et leur transfert de données pour chaque carte Doppler en simultanée) le dispositif bascule automatiquement pour une nouvelle séquence sur une nouvelle voie.

Les données sont acquises sur 12 bits mais transmises sur 16 bits, avec l'index de profondeur et l'index du capteur en tête (p I I I ou c Q Q Q), du convertisseur vers le circuit logique chargé du transfert des données.

Le circuit logique chargé du transfert des données concatène deux mots 16 bits I et Q successifs d'une même voie Doppler pour former un mot 32 bits.

Un capteur tire toutes les millisecondes. Les signaux sont donc échantillonnés à 1 kHz. Un capteur est activé pendant 250 μ s. Ce laps de temps est suffisant pour réaliser les cinq échantillonnages des composantes directes et en quadrature nécessaires à l'exploration de cinq profondeurs. La Figure 4.9 suivante détaille la séquence d'émission/réception d'un capteur ainsi que la position des cinq profondeurs observées.



E Emission ; P_i i^{ème} profondeur

Figure 4.9 Séquence d'émission/réception d'un transducteur

Pour les capteurs du groupe A, destinés à viser plus spécifiquement la région thoracique du fœtus, il existe un mode d'excitation particulier : le mode cardiaque. Dans ce

mode, on peut émettre simultanément sur les quatre capteurs, mais la réception ne s'effectue que sur le capteur n°1. Toutefois, en raison d'un problème d'impédance, ce mode donne un rapport signal sur bruit inférieur de 10 à 15 dB au mode classique.

Ce groupe de capteurs permet de plus au manipulateur d'entendre le signal Doppler et ainsi de pouvoir vérifier tout au long de l'enregistrement la bonne position des capteurs en regard du coeur.

Les données transitent du module électronique vers le PC par une liaison dédiée (1,5 Mbits.s⁻¹). Les signaux des capteurs sélectionnés sont visualisés en temps réel.

4.3.1 Présentation du déroulement des applications

Au début de ma thèse, j'ai réalisé la programmation de la carte d'acquisition fournie par *National Instrument* et son adaptation aux signaux reçus par le module Doppler. La programmation a été réalisée sous *Visual C++*. La réalisation de cette partie a été ensuite finalisée et mis au point le logiciel d'acquisition et d'affichage en temps réel.

On dispose d'une fenêtre principale, qui s'affiche lors du lancement de l'application, et permet de choisir une fonction. Le logiciel est composé de différentes parties portant toutes un nom et ayant toutes une fonction particulière. Avant le lancement de l'application, le programme vérifie si l'utilisateur ne fait pas une opération qui risquerait de générer une erreur (analyser un signal sans l'avoir préalablement chargé, par exemple), et affiche un message d'erreur adéquat le cas échéant. Les cinq fenêtres en dessous permettent de visualiser les signaux acquis aux cinq profondeurs par les capteurs sélectionnés sur la gauche de cette fenêtre.

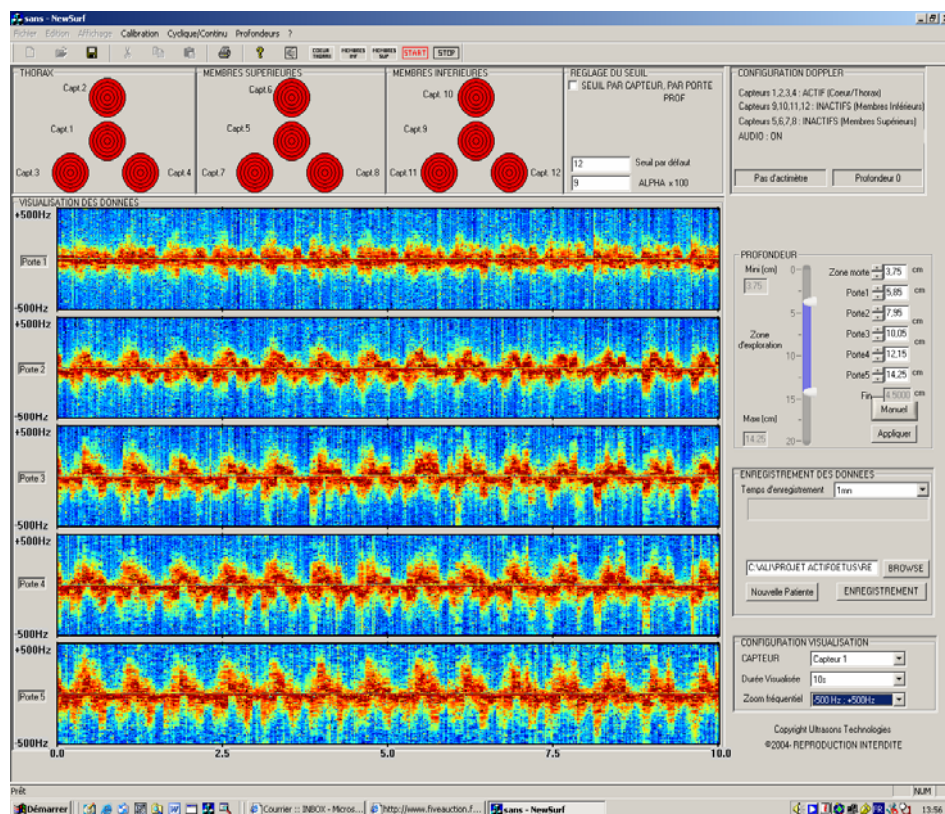
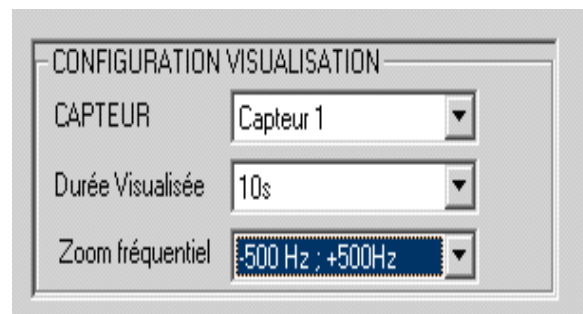


Figure 4.10 Fenêtre de visualisation des signaux Doppler

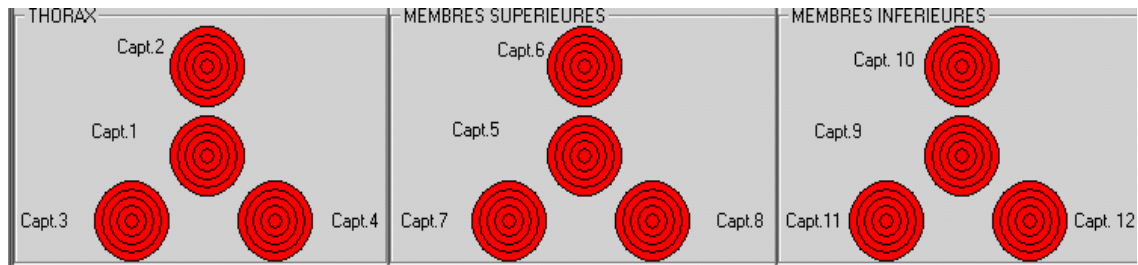
Et avant de lancer l'acquisition, le manipulateur doit effectuer une calibration des capteurs pour éliminer un éventuel offset sur les signaux. La configuration du module est rappelée en bas à droite de la fenêtre.

Deux boutons permettent de lancer ou d'arrêter l'acquisition des données.

Le choix des capteurs, des profondeurs et de la durée de visualisation peuvent être sélectionnés par le menu suivant d'en face. La durée d'affichage varie entre 10 seconds et 1 minute. On peut également choisir la plage fréquentielle : -125Hz-125Hz, -250Hz-250Hz et -500Hz-500Hz.



Et pour que le manipulateur puisse vérifier la présence de signal sur les capteurs à tout moment, chaque capteur est représenté par cinq cercles concentriques en haut de la fenêtre de visualisation.



Ces cercles codent en couleur l'énergie du signal d'une profondeur : rouge lorsque cette énergie est inférieure à un premier seuil, verte lorsqu'elle est supérieure à un second seuil et enfin jaune lorsque l'énergie se situe entre les deux seuils. La porte la plus profonde est représentée au centre, la moins profonde à l'extérieure. Ces seuils sont fixés par l'utilisateur sur la droite de ces cercles.

The 'REGLAGE DU SEUIL' dialog box allows users to configure signal thresholds. It features a checkbox labeled 'SEUIL PAR CAPTEUR, PAR PORTE PROF'. Below this, there are two input fields: the first contains the value '12' and is labeled 'Seuil par défaut'; the second contains the value '9' and is labeled 'ALPHA x 100'.

La plupart des fonctions appliquées pour développer ce logiciel manipulent des tableaux de nombres, soit des complexes, soit des réels de type *double*. Ils sont tous alloués dynamiquement à l'intérieur du corps des fonctions chargées de les créer, et ces fonctions retournent des pointeurs sur les tableaux créés. D'une manière générale, tous les tableaux sont passés aux fonctions par le passage en argument d'un pointeur sur ces tableaux. Ainsi, pour une plus grande clarté du code, toutes les fonctions sont construites sur le même modèle. Le résultat du calcul de l'analyse temps/fréquence est un tableau à deux dimensions : en fait, il s'agit d'un tableau de pointeurs vers les tableaux

The 'ENREGISTREMENT DES DONNEES' dialog box is used for data recording configuration. It includes a 'Temps d'enregistrement' dropdown menu currently set to '1mn'. Below this is a text field showing the file path 'C:\ALINPROJET ACTIFOETUS\RE', with a 'BROWSE' button to its right. At the bottom, there are two buttons: 'Nouvelle Patiente' and 'ENREGISTREMENT'.

monodimensionnels calculés par la FFT de chaque fenêtre. A ce sujet, nous avons d'abord hésité entre deux possibilités. En effet, si nous demandons une analyse sur trop de points, la mémoire est trop petite pour contenir cette matrice de résultat. Nous avons envisagé de stocker successivement les résultats dans un fichier binaire après l'analyse de chaque fenêtre.

Une autre partie du logiciel, la configuration Doppler qui ne comporte que des commentaires et sert juste à informer le manipulateur du fonctionnement de l'appareil Monitoring Doppler.

Il y a différents messages possibles :

- Capteurs 1,2,3,4 : INACTIFS (Cœur/Thorax)
- Capteurs 1,2,3,4 : ACTIFS (Thorax)
- Capteurs 5,6,7,8 : ACTIFS (Membres supérieurs)
- Capteurs 9,10,11,12 : ACTIFS (Membres inférieurs)



4.4 Conclusion

Nous avons présenté le système nous permettant d'acquérir les signaux Doppler d'activité fœtale ainsi que le logiciel d'affichage des signaux en temps réel. Les principes de fonctionnement de l'ensemble de l'appareil Actifoetus utilisé dans ce projet ont été exposés et nous avons décrit sa réalisation.

Les caractéristiques de cet appareil ont pu être évaluées en laboratoire afin de vérifier le bon fonctionnement des capteurs utilisés et du module Doppler. Nous avons pu démontrer que l'appareil était bien fonctionnel et répondait bien aux normes internationales.

Chapitre V

Les méthodes de traitement des signaux d'activité fœtale

5

Les méthodes de traitement des signaux d'activité fœtale

Sommaire

5.1 Introduction	66
5.2 Signal analytique	66
5.3 Nature du signal Doppler	67
5.4 Informations contenues dans un signal Doppler	67
5.4.1 Amplitude	68
5.4.2 Déplacement	69
5.4.3 Calcul de la fréquence instantanée moyenne	71
5.4.3.1 Fréquence instantanée FI	71
5.4.3.2 Fréquence moyenne.....	72
4. L'analyse du signal Doppler issu des mouvements du fœtus	73
4.1 Algorithme FFT (Spectrogramme)	73
4.2 Méthode d'autoconvolution glissante pour le calcul du rythme cardiaque fœtal	75
4.3 Méthode d'autocorrélation pour le calcul du rythme cardiaque fœtal	77
4.4 Séparation de sources et Analyse en Composantes Indépendantes (ACI)	78
4.4.1 Position du problème	78
4.4.2 Principe de l'analyse en composantes indépendantes	78
4.4.3 Algorithmes standard de séparation de sources en mélanges instantanés	80
4.4.4 Estimation et détermination du nombre de sources pour la séparation	85
5.5 Conclusion	87

Nous présentons dans cette partie les techniques qui permettent d'extraire les informations contenues dans les signaux Doppler directionnels fournis par le dispositif ACTIFOETUS. Nous montrerons ensuite leur application sur des signaux collectés *in vivo*.

Le traitement de signaux provenant de plusieurs capteurs permet d'exploiter la dimension temporelle, mais également la dimension spatiale du signal, pour en extraire toute l'information. On conçoit bien que de façon générale une approche multi capteurs puisse améliorer la robustesse des traitements envisagés par rapport aux techniques mono capteur.

5.1 Introduction

Comment analyser des signaux ultrasonores provenant de l'activité fœtale? On ne peut répondre clairement à cette question sans avoir au préalable défini ces signaux.

D'une manière générale, nous pouvons assimiler une série d'enregistrements de signaux Doppler à un processus non stationnaire multi paramètres $Q(t, t_\xi, D_\xi, O_\xi, A_\xi)$.

Les paramètres aléatoires qui caractérisent notre phénomène sont : l'instant d'apparition t_ξ d'un mouvement, la durée du phénomène D_ξ , l'occurrence O_ξ durant un examen et enfin, l'amplitude A_ξ du signal Doppler.

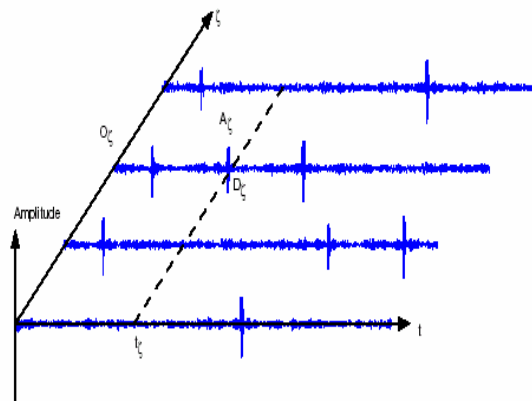


Figure 5.1 Processus représentatif des enregistrements de signaux Doppler

5.2 Signal analytique

D'après Gammell (Gammell 1981a, b) un signal analytique est un signal complexe dont la partie réelle et la partie imaginaire sont reliées par la transformation de Hilbert.

On considère un signal $s(t)$ réel, on note $s(\nu)$ sa transformé de Fourier. On dit que $z(t)$ est le signal analytique (Vakman 1996) associé au signal réel $s(t)$ si le spectre fréquentiel $z(f)$ de $z(t)$ est causal et vérifie :

$$z(f) = 2U(f)S(f) \quad (5.1)$$

Où $U(f)$ désigne l'échelon de Heaviside. Ceci montre que le signal analytique s'obtient à partir du signal réel en forçant à zéro les valeurs du spectre pour les fréquences négatives, ce qui n'altère en rien le contenu informationnel puisque, pour un signal réel, $S(-f) = S^*(f)$. La troncature des fréquences négatives a pour seul effet de complexifier le signal initial, ce

qui peut se voir comme une façon de redistribuer la redondance : diviser par deux la bande spectrale occupée permet en effet de sous-échantillonner par deux. Pour une durée fixée, le signal analytique nécessite ainsi deux fois moins d'échantillons que le signal réel, mais chacun des instants d'échantillonnage sont associées aux valeurs correspondant respectivement à la partie réelle et imaginaire du signal complexe. La dimension du signal réel ou analytique, reste donc globalement la même.

5.3 Nature du signal Doppler

Les signaux Doppler engendrés par l'activité fœtale sont fortement non stationnaires. En effet, les structures en mouvements (tissus fœtaux, flux sanguin, etc.) sont nombreuses et évoluent à des vitesses qui varient rapidement au cours du temps. Un signal Doppler directionnel $I(t) + jQ(t)$ est un signal complexe du fait même de sa construction (ses parties réelle et imaginaire sont en quadrature de phase). Dans notre cas, le spectre fréquentiel des signaux Doppler ne vérifie pas la symétrie hermitienne. En effet, les composantes de fréquence positive de ces signaux sont engendrées par les mouvements se rapprochant du transducteur tandis que les composantes de fréquence négative sont engendrées par les mouvements s'éloignant du transducteur. Celles-ci sont donc différentes.

En première approximation, nous pouvons modéliser l'interaction entre une onde acoustique et un réflecteur en mouvement comme une modulation de fréquence : le mouvement des réflecteurs module en fréquence l'onde ultrasonore incidente. En réalité, le signal Doppler ne résulte pas uniquement de cette modulation de fréquence mais aussi d'une modulation d'amplitude liée aux caractéristiques géométriques du transducteur et de la zone d'exploration ainsi que d'une modulation de phase liée aux positions aléatoires des réflecteurs dans la zone de mesure. Le signal Doppler qui, comme nous l'avons vu précédemment est issu de la démodulation complexe du signal radiofréquence reçu, est un signal analytique complexe dont la dérivée de la phase donne une bonne approximation de la fréquence Doppler.

5.4 Informations contenues dans un signal Doppler

Nous rappelons que la partie imaginaire et réelle d'un signal analytique correspondant à des signaux de même amplitude mais déphasé de $\pi/2$ pour chaque composante de fréquence.

Le signal Doppler rétrodiffusé peut également s'écrire sous la forme :

- $I(t) = I(t) + jQ(t)$
- $I(t) = I_0(t) \sin(\psi_d(t) + \phi_d(t))$ (5.2)

où :

$$\psi(t) = \omega_0(t) + \omega_d(t) \quad (5.3)$$

$$\omega_d(t) = 2\pi \left(\frac{2f_0}{c} \right) \cos \theta \int_0^t v(\tau) d\tau \quad (5.4)$$

où $\psi(t)$, est la partie variable de la phase du signal rétro diffusé, I_0 est l'amplitude instantanée du signal ultrasonore reçue par le fœtus, ω_d la pulsation Doppler, c la célérité des ultrasons dans le milieu, ω_0 la pulsation du signal émis, θ l'angle entre la direction de l'écoulement et la direction du capteur, $v(t)$ la vitesse des mouvements du fœtus variant entre le temps et enfin $\phi_d(t)$ la phase aléatoire dépendant de la position du fœtus dans le milieu de mesure.

5.4.1 Amplitude

Soit $s(t)$ un signal réel et le signal en quadrature $H_s(t)$ obtenu par la transformé de Hilbert. On rappelle que le signal analytique correspondant à $s(t)$ est le signal complexe suivant :

$$z(t) = s(t) + iH_s(t) \quad (5.5)$$

On peut écrire :

$$z(t) = a(t) \exp(i\phi(t)) \quad (5.6)$$

avec

$$a(t) = \sqrt{s^2(t) + H_s^2(t)} \quad (5.7)$$

$$\phi(t) = \arctan\left(\frac{H_s(t)}{s(t)}\right) \quad (5.8)$$

$a(t)$ est le module ou l'amplitude instantanée du signal analytique. $\phi(t)$ est la phase instantanée.

Ces deux paramètres ont des attributs de base à partir desquels les autres attributs seront obtenus, principalement par dérivation. On remarquera que la phase ainsi définie est

donnée par la valeur principale de l'arc tangente. Il y aura donc des sauts de valeur de 2π qu'il faudra corriger. D'un point de vue physique, la phase représentant un certain retard, il faut donc dérouler cette phase entre $-\pi$ et $+\pi$ pour avoir la véritable valeur de ce retard.

L'enveloppe instantanée d'un signal correspond au module de ce signal complexe (dans notre cas $A(t) = I_0(t) = \sqrt{I^2(t) + Q^2(t)}$). C'est cette propriété que nous pouvons appliquer pour calculer l'amplitude de nos signaux Doppler.

L'enveloppe instantanée d'un signal Doppler unidirectionnel est donc obtenue en appliquant un filtre analytique permettant de séparer la fréquence positive et négative, puis en prenant le module du signal analytique résultant. Ce filtrage est appliqué aux signaux directionnels, fournis par le système Actifoetus et provenant de l'ensemble des structures qui s'éloignent et qui se rapprochent du capteur.

5.4.2 Déplacement

En acoustique, de nombreux signaux utilisés sont des signaux à bande étroite résultant de la modulation de la porteuse. Le signal $I_r(t)$ peut être vu comme la partie réelle d'un signal analytique :

$$I_a(t) = u_m(t) e^{(j\omega_e t)} \quad (5.9)$$

où ω_e est la fréquence angulaire de la porteuse et $u_m(t)$ la fonction de modulation ou enveloppe complexe.

Dénotant $u(t)$ le module et $\Delta\phi(t)$ l'argument de l'enveloppe complexe,

$$u_m(t) = u(t) e^{j\Delta\phi(t)} \quad (5.10)$$

A partir de (5.3) l'argument du signal analytique et donné par

$$\phi(t) = \omega_e t + \Delta\phi(t) \quad (5.11)$$

Cette représentation est utile dans l'introduction du concept de fréquence instantanée angulaire ω_i

$$\omega_i = \frac{d}{dt} \phi(t) \quad (5.12)$$

Nous rappelons que l'onde reçue par le capteur arrive avec un retard

$$\tau(t) = \frac{2}{c} r\left(t - \frac{\tau(t)}{2}\right) \quad (5.13)$$

où $r(t)$ est la position de la cible au moment t , c la vitesse du son dans le milieu. Si le déplacement s'effectue à une vitesse constante très inférieure à la vitesse c , on peut exprimer le retard en fonction de la vitesse de la cible v et de la position initiale r_0 .

$$\tau(t) = \frac{2}{c} \left[r_0 + vt + v \frac{\tau(t)}{2} \right] \quad (5.14)$$

$$\Leftrightarrow \tau(t) = \frac{2(r_0 + vt)}{c \left(1 - \frac{v}{c}\right)} \approx \frac{2}{c} (r_0 + vt) \quad (5.15)$$

Le signal transmis $I_e(t)$ est une sinusoïdale d'amplitude A . Le signal reçu $I_r(t)$ par le transducteur est une réplique retardée du signal transmis.

Ainsi

$$I_e(t) = A e^{j\omega_0 t} \quad (5.16)$$

$$I_r(t) = A e^{j\omega_0 (t + \tau(t))} \quad (5.17)$$

Après démodulation complexe et élimination des hautes fréquences, le signal démodulé sera

$$I_r(t) = A e^{j\omega_0 \tau(t)} = A e^{j \frac{2}{c} \omega_0 (r_0 + vt)} \quad (5.18)$$

Sachant que $\lambda = \frac{2\pi c}{\omega_0}$

$$I_r(t) = A e^{j \frac{4\pi}{\lambda} (r_0 + vt)} \quad (5.19)$$

Donc la phase du signal exprime à un facteur de $\frac{4\pi}{\lambda}$ près, le déplacement de la cible. Ce déplacement est estimé quantitativement par la méthode arc tangente.

$$x = \left(\arctg \left(\left(\frac{Q(t)}{I(t)} \right) \pm n\pi \right) \right) \cdot \frac{c}{2\omega} \quad (5.20)$$

où x dénote le déplacement, $I(t)$ et $Q(t)$ les composantes directes et en quadrature du signal Doppler, ω est la fréquence angulaire des ultrasons émis, n un nombre entier et c la vitesse des ultrasons dans le tissu humain.

5.4.3 Calcul de la fréquence instantanée moyenne

A l'intérieur d'un volume de mesure, défini par une durée d'écoute de l'écho, la distribution des vitesses n'est pas uniforme. Le spectre des signaux Doppler comporte alors plusieurs fréquences. L'analyse fréquentielle en temps réel des signaux Doppler fournit l'évolution du contenu spectral en fonction du temps. Elle est souvent réalisée en effectuant une transformée de Fourier rapide (FFT) du signal d'écho démodulé. Dans la plupart des applications, la connaissance complète du spectre n'est pas nécessaire. La fréquence moyenne, la fréquence maximale et la variance du spectre sont les paramètres les plus utilisés (Angelsen and Kirstoffersen 1983; Barber et al. 1985; Kistoffersen 1988; Kristoffersen and Angelsen 1985; Mo et al. 1988).

La notion de fréquence instantanée (FI) a été définie à l'origine dans le domaine de la communication pour décrire les signaux modulés en fréquence. L'extraction de la fréquence moyenne des signaux Doppler peut être réalisée dans le domaine temporel ou fréquentiel. Des algorithmes, basés sur un comptage du nombre de passages par zéro du signal (zéro-crossing), ont été et sont toujours utilisés à cause de leur simplicité, bien qu'il ne mesurent pas vraiment la fréquence moyenne (Lunt 1975).

5.4.3.1 Fréquence instantanée FI

Pour ces signaux modulés, la FI est un paramètre de base qui définit la localisation temporelle du contenu spectral du signal. Conceptuellement la FI peut être interprétée comme la fréquence d'une sinusoïde qui ajuste localement le signal analysé (Lunt 1975).

Cette fréquence $f_i(t)$, du signal peut être définie comme la dérivée de la phase instantanée. Dans notre cas, l'expression de la fréquence instantanée devient :

$$f_i(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d}{dt} (\arg(Q_d(t))) \quad (5.21)$$

L'implémentation numérique de ces estimateurs de FI souffre de limitations dues aux évaluations numériques de la dérivée de l'argument. Malgré ces limitations, ces estimateurs

temporels sont préférés aux estimateurs fréquentiels en raison de leur rapidité de calcul (Sun and Sciabassi 1993).

Dans les systèmes de monitoring des petits déplacements, le déplacement dû aux mouvements pseudo respiratoires du fœtus peut être assimilé à la somme d'un déplacement sinusoïdal et d'un bruit indépendant tels que :

$$\xi(t) = \xi_0 \sin(\omega_0 t + \varphi) + n(t) \quad (5.22)$$

où ξ_0 est l'amplitude du déplacement, φ est la phase du déplacement et $n(t)$ le bruit additif.

La fonction d'auto corrélation au retard τ est donnée par :

$$R(\tau) = E\{\xi(t)\xi(t+\tau)\} \cong \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} \xi(t)\xi(t+\tau) dt \quad (5.23)$$

L'équivalence est réalisée dans le cas d'un faible rapport signal sur bruit. Puisque le bruit est indépendant, cette relation se réduit à :

$$R(\tau) = \frac{\xi_0^2}{2} \cos(\omega_0 \tau) \quad (5.24)$$

Si cette fonction est normalisée par $R(0)$, le coefficient d'autocorrélation $\gamma(\tau)$ est donnée par :

$$\gamma(\tau) = \frac{R(\tau)}{R(0)} = \cos(\omega_0 \tau) \quad (5.25)$$

Cette équation montre que ce coefficient a un pic dominant à $\tau_1 = \frac{2\pi}{\omega_0}$. Ceci signifie que le signal de fréquence angulaire ω_0 peut être détecté à partir du coefficient d'autocorrélation de retard τ_1 aux faibles rapports signal sur bruit.

5.4.3.2 Fréquence moyenne

En considérant le processus Doppler comme stationnaire, la fréquence moyenne peut alors s'exprimer par le moment normalisé μ_1 du premier ordre:

$$\mu_1 = \bar{f}_{\text{moy}} = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} f S(f) df}{\int_{-\infty}^{+\infty} S(f) df} \quad (5.26)$$

où $S(f)$ est la densité spectrale ou densité de probabilité du signal Doppler. La fonction d'auto corrélation d'un processus aléatoire est une des ses caractéristiques principales. Pour un processus stationnaire, la fonction d'auto corrélation est la transformée de Fourier inverse de sa densité spectrale:

$$R(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} S(f) e^{j2\pi f\tau} df \quad (5.27)$$

Le moment μ_1 de f peut s'exprimer à l'aide des dérivées par rapport au temps de la fonction $R(\tau)$:

$$\dot{R}(\tau) = \frac{dR(\tau)}{d\tau} = \int_{-\infty}^{+\infty} j2\pi f S(f) e^{j2\pi f\tau} df \quad (5.28)$$

$$\ddot{R}(\tau) = \frac{d^2 R(\tau)}{d\tau^2} = \int_{-\infty}^{+\infty} -4\pi^2 f^2 S(f) e^{j2\pi f\tau} df \quad (5.29)$$

En posant $\tau = 0$ dans (28) et (30), la fréquence moyenne (20) devient :

$$\bar{f}_{moy} = \frac{1}{j2\pi} \frac{\dot{R}(0)}{R(0)} \quad (5.30)$$

Ce type d'estimateur de fréquence procure des résultats satisfaisants mais souffre d'une durée de calcul très longue.

4. L'analyse du signal Doppler issu des mouvements du fœtus

La nature non stationnaire du signal Doppler explique que la transformée de Fourier, outil parfaitement adapté aux signaux stationnaires, ne permette pas de localiser les non stationnarités dans les signaux car elle fournit une représentation globale de ces signaux. Un changement brusque et très localisé dans le signal est répercuté, dans le domaine de Fourier, sur l'axe des fréquences tout entier. Une étude temps fréquence est donc nécessaire d'une part afin de nous renseigner sur la répartition des vitesses et des amplitudes des mouvements fœtaux, et d'autre part pour nous permettre d'extraire une information instantanée.

4.1 Algorithme FFT (Spectrogramme)

Pour étudier le contenu fréquentiel du signal, nous utilisons la transformée de Fourier discrète.

Si $(x_n)_n = 0, \dots, N-1$ est le signal à analyser, la transformée discrète est obtenue par :

$$X(m) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi nm} / M \quad (5.31)$$

pour $m = 0, \dots, M-1$. $\frac{m}{M}$ est la fréquence réduite : la fréquence est $\frac{m}{M} F_e$ où F_e est la fréquence d'échantillonnage du signal.

Dans le cas où $M=N$, il faut effectuer N^2 multiplications pour calculer cette transformée.

Des algorithmes de Transformée de Fourier Rapide (ou FFT pour Fast Fourier Transform) permettent de réduire ce nombre de multiplications. L'intérêt du spectrogramme est de pouvoir représenter le spectre en évoluant dans le temps.

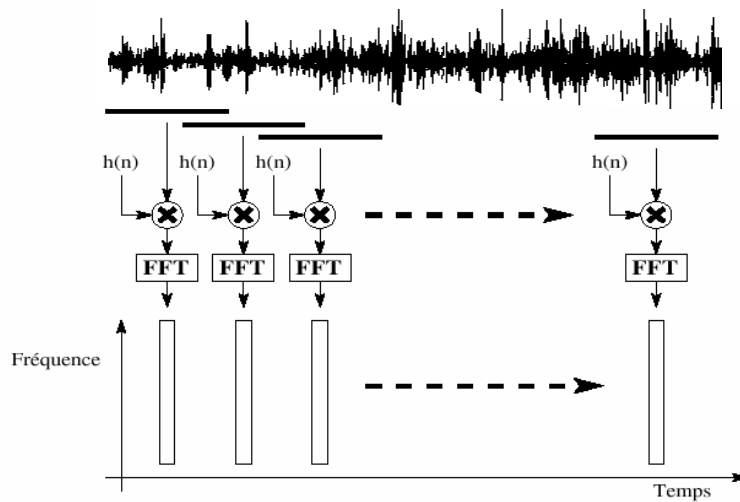


Figure 5.2 Principe de calcul et de représentation d'un spectrogramme

Le principe du spectrogramme est de découper le signal en tranches ou trames qui se recouvrent. Pour chacune de ces tranches on calcule une transformée de Fourier. Ce spectre est alors représenté à un temps correspondant à celui du centre de la fenêtre, sous forme d'un code de couleur. A chaque calcul du spectre, le signal est fenêtré de façon à pouvoir régler à la fois la fuite et l'étalement spectral (cf. Figure 5.3).

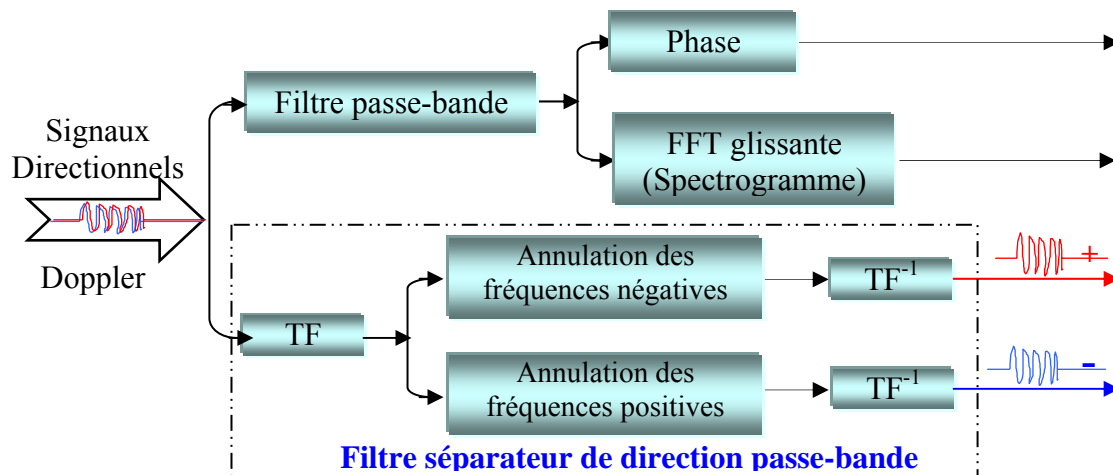


Figure 5.3 Traitement réalisé sur des signaux Doppler directionnels

Nous avons choisi de visualiser séparément les amplitudes des mouvements qui se rapprochent du capteur de celles des mouvements qui s'éloignent du capteur. Pour cela, nous avons construit le filtre séparateur de direction représenté sur la Figure 5.3. Il consiste simplement à séparer les composantes fréquentielles de fréquence positive et négative.

Les opérations de séparation des directions et de filtrage passe-bande seront réalisées en temps réel en filtrant le signal Doppler par un filtre analytique passe-bande et son conjugué. Un filtre analytique possède la propriété d'éliminer les composantes de fréquences négatives. Le conjugué d'un tel filtre élimine les composantes de fréquence positive.

Il ne reste plus qu'à prendre le module des deux signaux issus du filtre séparateur de direction pour obtenir les amplitudes recherchées.

La phase du signal est calculée sur le signal Doppler filtré passe-bande comme indiqué à la formule (5.21).

En multipliant l'argument par le facteur $\frac{\lambda}{4\pi}$, nous obtenons une estimation du déplacement des réflecteurs en millimètres (mm).

4.2 Méthode d'auto convolution glissante pour le calcul du rythme cardiaque foetal

Cet algorithme détermine le rythme cardiaque en calculant l'intervalle de temps entre deux battements de cœur successifs. Son principe est décrit sur la Figure 5.4. La détection de ces intervalles s'effectue sur les deux signaux d'amplitudes dus aux réflecteurs se rapprochant

du capteur, et aux réflecteurs s'éloignant du capteur, et après un conditionnement de ceux-ci. Les valeurs trouvées pour chacune des amplitudes sont ensuite comparées et permettent de valider ou non la détection.

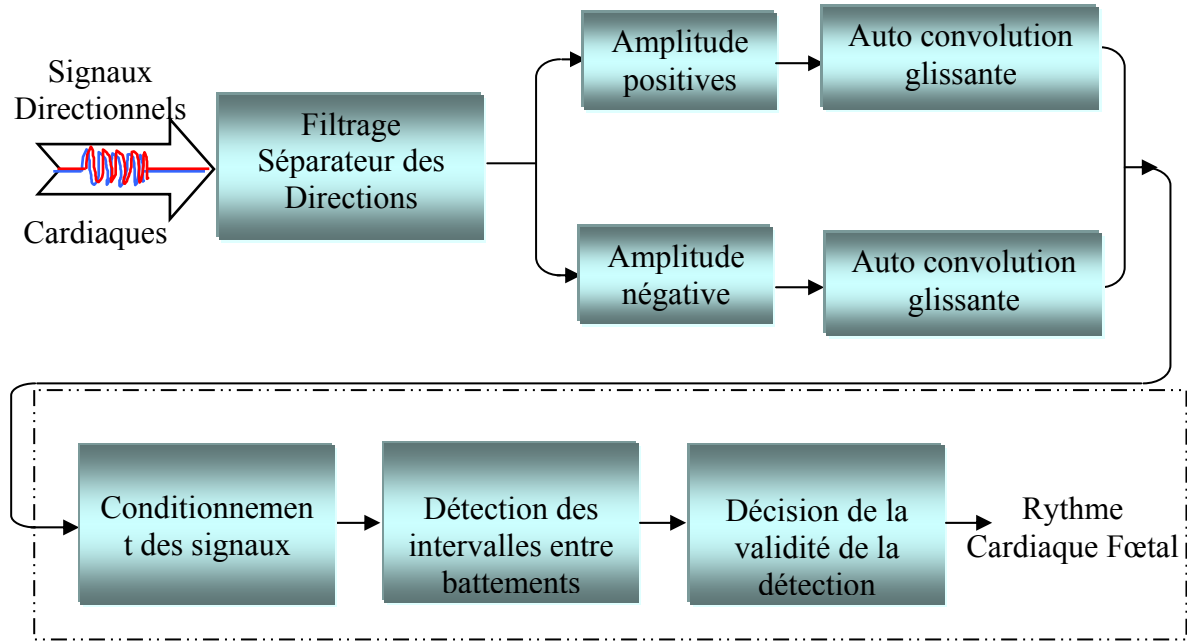


Figure 5.4 Procédure de détection du Rythme Cardiaque Fœtal

Le conditionnement des signaux, détaillé sur la Figure 5.4, est nécessaire car les signaux amplitudes sont très accidentés. En réalisant l'auto convolution glissante sur une fenêtre de largeur P et en décalant la fenêtre de $N - P$ échantillons d'un signal $s(n)$ nous obtenons le signal suivant :

$$s(n) = \sum_{p=0}^{p-1} s(n-p)s(n-N+p) \quad (5.32)$$

En fixant correctement les variables N et P , on peut alors filtrer un battement de cœur par celui qui l'a précédé et favoriser ainsi la périodicité du signal.

Les intervalles entre deux battements de cœur successifs sont calculés en recherchant les maxima locaux des nos signaux conditionnés. Les résultats trouvés sur les deux signaux d'amplitudes sont ensuite comparés et s'ils sont semblables, la détection est validée.

4.3 Méthode d'auto corrélation pour le calcul du rythme cardiaque fœtal

La fonction d'auto corrélation (ACF) d'un signal x_t discret peut être définie par :

$$A(k) = \sum_m x_w[m] x_w[m+k] \quad (5.33)$$

où $A(k)$ est la fonction d'auto corrélation du retard k calculé à l'index t de temps, et w est la taille de la fenêtre (cf. Figure 5.5).

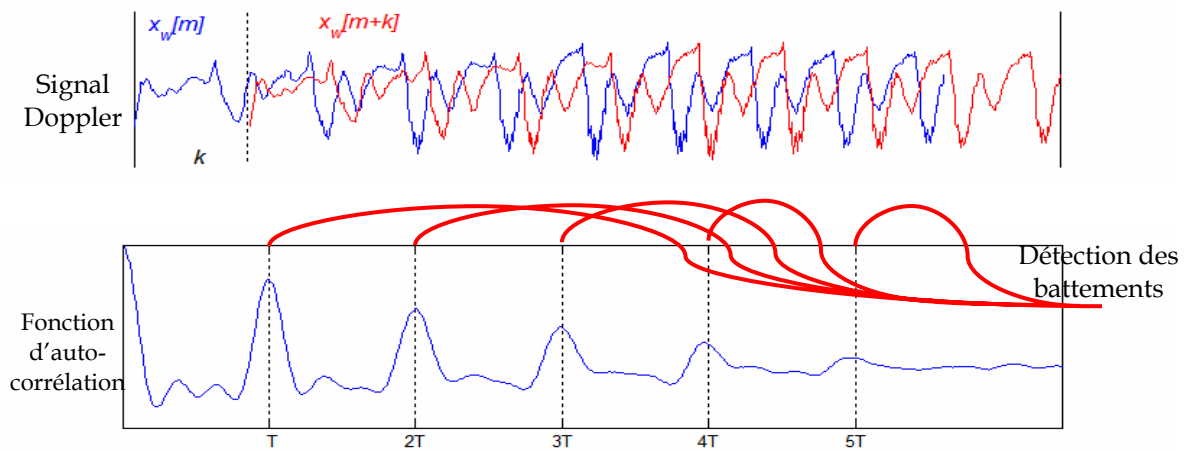


Figure 5.5 Schéma de principe de l'algorithme

Pour les signaux périodiques, $A(k)$ est maximum si k est égal à un multiple de la période. Si les signaux fœtaux étaient la seule source périodique, seul l'auto corrélation pourrait être employé pour déterminer les fréquences cardiaques fœtales.

En fait, le signal Doppler cardiaque est associé à un bruit périodique qui perturbe la recherche du pic d'auto corrélation. Nous recherchons dans les signaux une période comprise entre $f_m = 1Hz$ (60 bpm) et $f_M = 3,33Hz$ (200 bpm). Nous allons donc calculer les coefficients d'auto corrélation normalisés d'une tranche de m échantillons de signal pour des décalages allant de $f_m F_e$ à $f_M F_e$ (F_e est la fréquence d'échantillonnage du signal, 1kHz dans notre cas). Nous les comparerons ensuite à un seuil qui nous permettra de déterminer si la fonction est périodique ou non. Si la fonction est détectée comme périodique, le coefficient maximum de l'auto corrélation nous indiquera alors une estimation de la période de la tranche de signal considérée.

4.4 Séparation de sources et Analyse en Composantes Indépendantes (ACI)

Les premiers pas de la séparation de sources (ou analyse en composantes indépendantes : ACI) remontent aux années 80 avec des travaux de Héroult (Herault et al. 1985) pour la modélisation biologique du mouvement. Ces travaux eurent un grand impact sur la communauté du traitement du signal. Aujourd'hui la séparation de sources donne lieu à de nombreuses publications, et depuis 1999 quatre conférences Independent Component Analysis (ICA) dédiées à ce domaine, ont eu lieu.

La biomédecine est un secteur important de recherches où les techniques d'ACI ont prouvé leur succès. L'utilisation d'ACI dans l'extraction de l'électrocardiogramme fœtal (ECG) des enregistrements maternels (Jung et al. 2000; Zarzoso et al. 1997) en est un exemple.

4.4.1 Position du problème

Les signaux que nous avons à analyser proviennent de sources multiples : le cœur fœtal, les mouvements liés au rythme cardiaque maternel, le mouvement des différentes extrémités fœtales, le cordon ombilical, etc. De plus, nous disposons de nombreuses données simultanées (12 x 5 portes donne 60 signaux Doppler complexes).

D'un point de vue théorique la séparation de sources semble très adaptée à notre application. Une solution idéale serait de pouvoir séparer les sources originelles de chaque signal Doppler recueilli, à savoir : rythme cardiaque fœtal, rythme cardiaque maternel, rythme respiratoire, mouvements des membres inférieurs et des membres supérieurs,

L'analyse en composantes indépendantes (ACI) est un moyen d'effectuer une séparation aveugle des sources. L'adjectif aveugle traduit le fait que nous n'avons aucune connaissance à priori des sources à séparer.

4.4.2 Principe de l'Analyse en Composantes Indépendantes

Cet outil mathématique s'ajoute aux méthodes classiques d'analyse du signal. Nous distinguerons trois cas différents pour la séparation de sources en fonction du nombre de capteurs relativement au nombre de sources :

- 1. autant de capteurs que de sources (cas traité dans le prochain chapitre),**
2. moins de capteurs que de sources, mais au moins deux capteurs,
3. un seul capteur

L'essor de l'Analyse en Composantes Indépendantes, en particulier depuis l'article [4] de Bell et Sejnowski en 1995, est devenue une technique de base incontournable pour la séparation de source. Nous commencerons par présenter, dans le cadre de mélanges linéaires et instantanés, le cas dit carré, c'est-à-dire lorsqu'il y a autant de capteurs que de sources.

Dans notre travail, on peut considérer d'un point de vue théorique les différentes sources (correspondant par exemple au cœur fœtal, au cœur maternel et aux mouvements de pied) S_1 , S_2 et S_3 . Celles-ci réfléchissent le signal ultrasonore vers les capteurs x_1 , x_2 et x_3 en traversant un milieu considéré comme isotrope, qui correspond à la matrice de mélange A (cf. Figure 5.6).

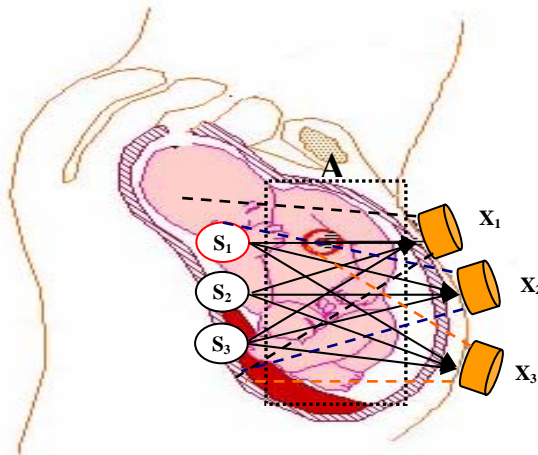


Figure 5.6 Schéma de principe de fonctionnement des ACI

Grâce à notre système Actifoetus, nous observons n séries de mesures (observations) X_1 à X_n . Tout l'intérêt de l'ACI est de retrouver mathématiquement les sources avant mélange « par le corps », le but étant de déterminer la matrice qui inverse le mélange A . Nous obtenons ainsi des estimations des sources \hat{S}_1 à \hat{S}_q .

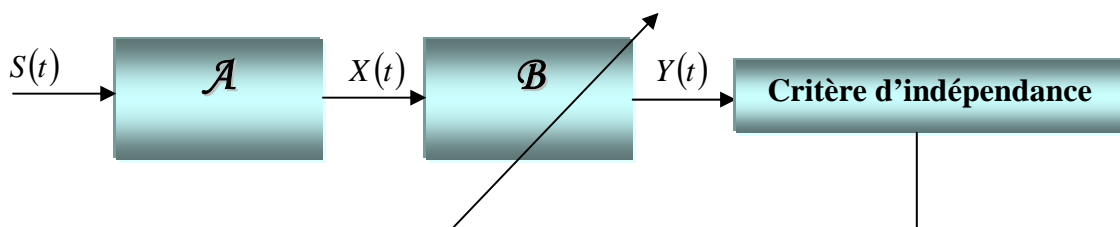


Figure 5.7 Principe de séparation des sources dans le cadre de mélanges instantanés. La matrice de séparation B est déterminée à partir des observations $X = A.S$ (mélanges des sources S) de telle sorte que les sources estimées $\hat{S} = Y = B.X$ soient les plus indépendantes possibles, ou encore que $B.A = I$.

La seule information que nous avons a priori est l'indépendance statistique des sources $S(t)=[S_1(t), S_2(t), \dots, S_N(t)]^T$. Par conséquent la matrice séparante B va être estimée de façon à rendre les composantes du vecteur $Y(t)$ indépendantes. La forme de la matrice B diffère suivant le type de modèle: pour un mélange linéaire instantané c'est une matrice à coefficients réels, pour un mélange linéaire convolutif les coefficients sont des filtres.

Nous supposons posséder n observations notées X de $q \leq n$ sources notées $S(t)$ que l'on peut modéliser de la façon suivante (Cardoso 1998):

$$\begin{aligned} X &= AS \\ \text{où} \quad X &= [X_1, \dots, X_n]^T \text{ matrice des observations ou de données} \\ S &= [S_1, \dots, S_q]^T \text{ matrice des signaux sources} \\ A &\text{ est la matrice de mélange} \end{aligned}$$

Une observation X_i est une combinaison linéaire des q sources. On parle alors de mélange instantané. Pour simplifier l'exposé, nous poserons $n = q$ avec des sources S_i centrées ($E[S_i] = 0 \quad \forall i$).

Le but de l'analyse en composantes indépendantes est de trouver la matrice B telle que :

$$Y = B \cdot X = S \quad (5.34)$$

Il a été montré que l'on peut trouver au mieux Y égale à S à des permutations, changements de signe et facteurs d'échelle près.

4.4.3 Algorithmes standard de séparation de sources en mélanges instantanés

Afin de simplifier la présentation des méthodes nous nous placerons dans le cas $m \approx n$ et dans le cas où les sources et la matrice de mélange sont à valeurs réelles. La plupart des méthodes présentées peuvent être généralisées au cas surdéterminé ($m > n$) et au cas complexe.

4.4.3.1 Séparation avec l'Approche du Maximum de Vraisemblance (Maximum Likelihood)

L'estimateur de vraisemblance est un estimateur asymptotiquement non biaisé et efficace d'où son importance. Nous présentons dans ce paragraphe une solution au sens du Maximum de Vraisemblance (MV) du problème de la séparation de sources (Jang and Lee October -November 2004) polluées avec un bruit additif $b(t)$ gaussien de moyenne nulle.

Le but de cette méthode est de trouver la matrice $W = (w_1, \dots, w_N)^T$ en maximisant la probabilité de notation, donnée par :

$$L(w) = \log \prod_{t=1}^T p_X X(t) \quad (5.35)$$

où $p_X X(t)$ est la fonction de la densité de probabilité (fdp) des signaux mélangés. On le lie à la fdp de sources par (Papoulis 1991):

$$p_X(X) = |J| p_S(S) \quad (5.36)$$

où $|J|$ est la valeur absolue de Jacobi de la transformation définie par :

$$\hat{S}(t) = W * X(t) \quad (5.37)$$

W est la matrice inverse de A . Le Jacobien est le déterminant de la matrice des dérivés partiels.

$$J = \begin{pmatrix} \frac{\partial s_1}{\partial x_1} & \dots & \frac{\partial s_1}{\partial x_M} \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{\partial s_N}{\partial x_1} & \dots & \frac{\partial s_N}{\partial x_M} \end{pmatrix} = \det W \quad (5.38)$$

La substitution de (5.38), (5.39) à (5.36) donne :

$$L(w) = \sum_{t=1}^T \log p_S(WX(t)) + T \log |\det W| \quad (5.39)$$

ou, quand les sources sont statistiquement indépendantes :

$$L(w) = \sum_{t=1}^T \sum_{i=1}^N \log p_i(w_i X(t)) + T \log |\det W| \quad (5.40)$$

où $p_i(s_i)$ est la densité de source i .

Le problème devient maintenant un problème classique d'optimisation d'une fonction multi variable.

4.4.3.2 L'algorithme JADE

L'algorithme JADE, conçu par Cardoso et Souloumiac (Cardoso and Souloumiac 1993) consiste à minimiser la fonction de contraste suivante :

$$C_{Jade}^o \stackrel{def}{=} \sum_{ijk} c_{y_i y_i y_j y_k}^2 \quad (5.41)$$

JADE ne teste donc l'indépendance que sur les tranches de la forme (y_i, y_i, y_j, y_k) . Il permet de rechercher m composants indépendants à partir de n observations à valeurs réelles en estimant la matrice $m \times n$ (Cardoso 1999).

$B = UW$, avec W matrice qui blanchit la matrice de données, et U une matrice de rotation telle que les entrées de $y = Bx$ soient indépendantes.

- Centrage des données : $X = x - E[x]$.
- Analyse en composante principale pour réduire la dimension des données de n à m + blanchiment des données :

$$Z = WX \text{ où } W = \begin{bmatrix} \frac{U_1}{\sqrt{\lambda_1}} & \dots & \frac{U_m}{\lambda_m} \end{bmatrix}$$

où m plus grandes valeurs propres de la matrice de corrélation de X .

U_i $i = 1, \dots, m$ vecteurs propres correspondants aux valeurs propres λ_i .

La normalisation par $1/\lambda_i$ permet que les composants indépendants extraits soient de variance unitaire.

- Calcul de $m(m+1)/2$ matrice de cumulants de Z :

Estimer une matrice de cumulants particulière (*i.e.* pour une matrice M $m \times m$ quelconque) est un moyen de collecter une partie des statistiques du 4^{ème} ordre de Z .

$$[Q^Z(M)]_{ij} \stackrel{\Delta}{=} \sum_{k,l=1}^m Cum(Z_i, Z_j, Z_k, Z_l) M_{kl}$$

Si Z est centrée :

$$Q^Z(M) = E\{(Z^T M Z) Z Z^T\} - R^Z Tr(M R^Z) - R^Z M R^Z - R^Z M^T R^Z$$

où R^Z est la matrice de corrélation de Z , et M une matrice $m \times m$ quelconque

- Diagonalisation conjointe des matrices de cumulants par la méthode de Jacobi :

D'après les hypothèses faites sur Z ($Z = WX = WAs = Vs$ où V matrice de rotation)

$$Q^Z(M) = V\tilde{\Delta}(M)V^T$$

où $\tilde{\Delta}(M) = \text{Diag}(k(s_1)u_1^T M u_1, \dots, k(s_m)u_m^T M u_m)$

Nous cherchons donc la matrice de rotation V qui diagonalise au maximum les matrices de cumulants. Critère de diagonalisation :

$$\sum_{i=1}^{m(m+1)/2} \text{Off}(V^T Q^Z(M_i) V)$$

où Off est la somme au carré des termes non diagonaux d'une matrice (\equiv mesure de la diagonalité d'une matrice).

La matrice de rotation V est donc recherchée en minimisant la diagonalisation des matrices de cumulants par la méthode de Jacobi. Une itération de cette méthode consiste à effectuer des rotations planes d'un angle θ_{ij} à chaque paire de lignes (i, j) de V . Cet angle de rotation est calculé pour chaque paire de coordonnées de façon à optimiser un critère (ici la diagonalisation conjointe des matrices de cumulants). On considère que la convergence est atteinte lorsque tous les angles θ_{ij} d'une itération sont « statistiquement petits ».

- Calcul de la matrice de séparation : $B = V^T W$

On ordonne les lignes de B de sorte que les lignes de B^{-1} soient de norme croissante.

On fixe les signes des composants : on décide arbitrairement que les éléments de la première colonne de B soient positifs.

JADE est un algorithme qui ne travaille pas directement sur les données mais sur des matrices qui résument des propriétés statistiques des données. Les $m \leq n$ composants indépendants extraits sont de variance unitaire et « ordonnés ».

Résumé de JADE :

1. Estimation de la matrice de blanchiment \hat{W}
2. Calculer $Z = WX$
3. Estimation de l'ensemble de la matrice de cumulants $\{Q^Z(M), M_i \in \mathbb{M}\}$:
les cumulants sont estimés classiquement en remplaçant les espérances mathématiques dans les définitions par des moyennes temporelles (ce qui suppose que les signaux sont ergodiques),
4. Estimation de la matrice \hat{U} par diagonalisation simultanée de l'ensemble des matrices de cumulants,
5. Estimation de \hat{A} ($\hat{A} = \hat{W} \# \hat{U}$)

4.4.3.3 L'algorithme Maxkurt (MAXimum KURTosis)

MaxKurt (Cardoso 1999) est un algorithme qui travaille directement sur la matrice de données x . Il permet d'extraire n composants indépendants en maximisant l'indépendance des entrées de $y = Wx$, où W est la matrice de blanchiment de x en ne réalisant sur y que des opérations de rotations. Les étapes sont les suivantes :

- Centrage des données : $X = x - E[x]$
- Calcul de W matrice de blanchiment de X :

$$\hat{R}^x = \frac{1}{T} XX^T \quad ; \quad W = \sqrt{\hat{R}^x}^{-1} \quad ; \quad y = WX$$

- On minimise la fonction de contraste orthogonale du maximum de Kurtosis par la méthode de Jacobi : l'angle θ_{ij} est calculé pour chaque paire de ligne de y de façon à minimiser la fonction de contraste orthogonale. Une fonction de contraste est une fonction réelle qui dépend des probabilités de distribution. C'est une fonction telle que $\Phi(y) \geq \Phi(s)$ avec égalité si et seulement si y est une copie de s . Une fonction de contraste orthogonale doit être minimisée sous la contrainte de la blancheur de y .

$$\Phi^{MK}(y) = -k \sum_i Cum(X_i, X_i, X_i, X_i) \text{ où } k = k(s_1) = \dots = k(s_n).$$

4.4.3.4 L'algorithme FastICA

Une première version de l'algorithme FastICA consiste à estimer les composantes indépendantes une à une. Chaque composante $y_i = w^i x$ où W^i est un vecteur ligne de la matrice de séparation W et $i = 1, \dots, n$, est obtenu en maximisant un critère de non gaussianité. Le critère utilisé est la néguentropie, $J(w^i x)$ mesurée par l'approximation $J_G(y) = (E(G(y)) - E(G(\nu)))^2$ où G est une fonction non quadratique deux fois différentiable, et ν une variable aléatoire gaussienne centrée-réduite. Le choix de la fonction G conduit à des estimateurs plus ou moins robustes.

La procédure d'optimisation s'appuie sur la méthode du point fixe et produit le résumé de l'algorithme *FastICA* :

Résumé de FASTICA :

6. Choisir un w initial, aléatoirement par exemple, de norme unité
7. $w \leftarrow E\{xg(w^t x) - g'(w^t x)w\}$ où g et g' désigne les dérivées première et seconde de la fonction non-quadratique G de la fonction $J_G(y)$
8. $w \leftarrow w/\|w\|$
9. Reprendre en 2 jusqu'à convergence

L'estimation de plusieurs composantes à la fois peut être menée de façon séquentielle ou parallèle. Dans le premier cas, l'algorithme décrit ci-dessus est exécuté autant de fois que l'on veut estimer de composantes.

Pour éviter d'estimer deux fois la même composante, les sorties $y_{i,i=1,\dots,n}$, sont décorrélées à l'issue de chaque itération.

4.4.4 Estimation et détermination du nombre de sources pour la séparation

La sélection de modèles est un problème bien connu en statistique. Lorsque le modèle est fixé, la théorie de l'information fournit un cadre rigoureux pour élaborer des estimateurs performants.

L'une des réponses les plus souvent proposées par les experts dans le domaine est la minimisation d'un critère pénalisé. Les premiers critères utilisés sont l'Akaike Information Criterion (AIC, (Akaike 1973)), le Bayesian Information Criterion (BIC, (Schwarz 1978)), le Minimum Description Length (MDL, (Rissanen 1987)) et le C_p de Mallows (Mallows 1974).

Parmi ces critères, AIC et BIC ont été largement appliqués.

Dans notre étude, nous nous intéressons à quelques critères de sélection de modèles pour estimer le nombre des composantes indépendantes qui se trouvent dans le mélange instantané des signaux Doppler fœtaux.

4.4.1 Critère BIC

Pour présenter et montrer le déroulement de ce critère, nous nous appuyons sur la présentation proposée par Raftery (Raftery 1995.).

On dispose de n échantillon $X = [X_1, \dots, X_n]$ de variables indépendantes de densité inconnue f . L'objectif est d'estimer f . Pour cela, on se donne une collection fournie de modèles $\{M_1, \dots, M_m\}$. Un modèle M_i correspond à une densité g_{M_i} de paramètre θ_i de

dimension K_i . On note Θ_i l'espace de dimension K_i auquel appartient θ_i . Il s'agit de à choisir un modèle parmi cette collection de modèles.

Le critère BIC se place dans un contexte bayésien : θ_i et M_i sont vus comme des variables aléatoires et sont munis d'une distribution a priori. La distribution a priori sur M_i est notée $P(M_i)$. Pour un modèle M_i donné, la distribution a priori du paramètre θ_i est notée $P(\theta_i/M_i)$. L'avantage d'une telle approche est qu'elle permet de prendre en compte des informations que peut détenir l'utilisateur, en donnant à certains modèles un poids plus important.

BIC cherche à sélectionner le modèle M_i qui maximise la probabilité a posteriori $P\left(\frac{M_i}{X}\right)$:

$$M_{BIC} = \arg \max_{M_i} P\left(\frac{M_i}{X}\right) \quad (5.43)$$

En ce sens BIC cherche à sélectionner le modèle le plus vraisemblable au vu des données. La partie 3 est plus particulièrement consacrée à l'interprétation de la probabilité a posteriori de M_i . D'après la formule de Bayes, $P\left(\frac{M_i}{X}\right)$ s'écrit :

$$P\left(\frac{M_i}{X}\right) = \frac{P(X/M_i)P(M_i)}{P(X)} \quad (5.44)$$

La probabilité $P(X/M_i)$ est appelée vraisemblance intégrée pour le modèle M_i .

4.4.2 Critère AIC

Les critères AIC et BIC ont souvent fait l'objet de comparaisons empiriques. Dans la pratique, il a été observé que le critère BIC sélectionne des modèles de dimension plus petite que le critère AIC, ce qui n'est pas surprenant puisque BIC pénalise plus qu'AIC (dès que $n > 7$).

Nous rappelons que l'objectif est de choisir le modèle M_i vérifiant

$$M_{AIC} = \arg \min_{M_i} E \left[\int \log \left(\frac{f(x)}{g_{M_i}(x, \hat{\theta}_i)} \right) f(x) dx \right] \quad (5.45)$$

En minimisant le critère suivant :

$$M_{AIC} = \arg \min_{M_i} -2 \log(g_{M_i}(X, \hat{\theta}_i)) + 2K_i$$

En effet, l'objectif d'AIC est de choisir parmi les modèles considérés le modèle vérifiant l'équation précédente, ou de manière équivalente :

$$M_{AIC} = \arg \min_{M_i} \left(d_{KL}(f, M_i) + E \left[\int_{\Omega} \log \left(\frac{g_{M_i}(x, \bar{\theta}_i)}{g_{M_i}(x, \hat{\theta}_i)} \right) f(x) dx \right] \right) \quad (5.46)$$

où $\bar{\theta}_i$ est la valeur de θ_i . Le premier terme mesure la distance de f au modèle M_i (biais) et le deuxième la difficulté d'estimer $g_{M_i}(\cdot, \bar{\theta}_i)$ (variance).

Sélectionner un modèle par AIC revient donc à chercher le modèle qui fait le meilleur compromis biais - variance pour le nombre de données n dont on dispose.

4.4.3 Critère MDL

BIC est lié au "Minimum Description Length" de Rissanen. Nous utilisons la métrique MDL, qui pénalise les structures complexes basées sur le nombre de paramètres employés pour coder le modèle. La métrique MDL est définie de la façon suivante :

$$DescriptionLength = 6L(\hat{\theta}_{ML}) + \frac{p}{n} \ln(n) \quad (5.46)$$

Où $(p/2) \ln(n)$ est vu comme le nombre minimal nécessaire pour coder les paramètres menant au ML avec une précision donnée. L'ordre optimal est celui pour lequel le critère passe par un minimum.

5.5 Conclusion

Nous avons présenté les méthodes, les hypothèses et les propriétés de techniques de traitement applicables aux signaux Doppler directionnels engendrés par l'activité fœtale. En effet, comme ces signaux proviennent de plusieurs sources présentes dans le faisceau ultrasonore, les informations fournies ne peuvent pas être extraites directement sans traitement préalable bien adapté.

Nous avons également montré l'intérêt d'appliquer l'analyse en composante indépendante qui est un bon moyen pour effectuer une séparation correcte des sources, et nous avons défini les critères de sélection du nombre de sources pour notre application.

Nous allons voir dans le dernier chapitre l'application de ces traitements de signaux à l'étude de l'activité fœtale.

Chapitre VI

Résultats *in vivo*

6

Résultats *in vivo*

Sommaire

6.1 Introduction	90
6.2 Extraction des informations contenues dans les signaux Doppler engendrés	
par les mouvements fœtaux	91
6.2.1 Enregistrements des signaux Doppler	91
6.2.2 Réflectivité de tissu, amplitude et direction de déplacement des tissus	92
6.2.2.1 Mouvements du fœtus	94
6.2.2.2 Coup de pied du fœtus	96
6.2.2.3 Mouvements du bras et de la main	101
6.2.2.4 Mouvements cardiaques	99
6.2.2.5 Mouvements pseudo respiratoires	101
6.2.2.6 Mélanges d'informations contenues dans les signaux Doppler	101
6.2.3 Détection du Rythme Cardiaque Fœtal par Autoconvolution	102
6.2.4 Détection du Rythme Cardiaque Fœtal par AutoCorrélation ACF	103
6.3 Application des ACI sur des signaux <i>in vivo</i> obtenus par l'Actifoetus	106
6.3.1 Séparation de sources et Signaux Doppler	106
6.3.1.1 Exemple d'application des ACI sur des signaux simulés	108
6.3.2 Détermination du nombre de sources dans un mélange instantané	109
6.3.2.1 Exemples de simulations	109
6.3.2.2 Application aux signaux collectés <i>in vivo</i> par l'Actifoetus	110
6.3.2.3 Discussions des résultats	115
6.4 Conclusion	116

6.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons des exemples d'application des méthodes citées précédemment pour la détection et la caractérisation des mouvements fœtaux, à partir d'enregistrements réalisés *in vivo* sur des grossesses a priori normales. L'ensemble des paramètres mesurés permettra d'établir " le profil biophysique " de l'enfant à naître.

6.2 Extraction des informations contenues dans les signaux Doppler engendrés par les mouvements fœtaux (Kribèche et al.; Kribèche et al. 2004)

Comme il a été mentionné dans le cinquième chapitre, les structures en mouvements (tissus fœtaux, flux sanguin, etc.) sont nombreuses et évoluent à des vitesses qui varient rapidement au cours du temps.

Dans notre cas, le spectre fréquentiel des signaux Doppler ne vérifie pas la symétrie hermitienne. En effet, les composantes de fréquence positive de ces signaux sont engendrées par les mouvements des structures fœtales se rapprochant du transducteur tandis que les composantes de fréquence négative sont engendrées par les structures s'éloignant du transducteur. Celles-ci peuvent donc être différentes.

6.2.1 Enregistrements des signaux Doppler

Bien que l'objectif de la thèse concerne la détection et l'interprétation des signaux Doppler engendrés par l'activité fœtale, nous avons pu participer à l'enregistrement des signaux Doppler *in vivo*, afin de compléter la base de données de signaux que nous possédions déjà.

Cette étude a été acceptée par le Comité local d'Ethique. Chaque femme enceinte inscrite dans l'étude était volontaire et a donné un consentement éclairé. La patiente était libre d'interrompre à tout moment la séance d'enregistrement.

Les sujets concernés sont des femmes portant un seul fœtus de plus de 28 semaines. Elles étaient recrutées dans les services de Médecine nucléaire et Ultrasons et de Gynécologie - Obstétrique du CHU Bretonneau.

Quarante femmes enceintes ont été examinées entre 32 et 36 semaines d'aménorrhée. L'enregistrement de l'activité fœtale a été fait juste après un examen échographique standard pour le suivi de la grossesse et la localisation des structures fœtales. La durée d'enregistrement a été limitée à une demi-heure. L'ensemble des présentations fœtales que l'on a pu observer, est présenté sur la figure 6.1. La plus courante est la position céphalique dos à gauche.

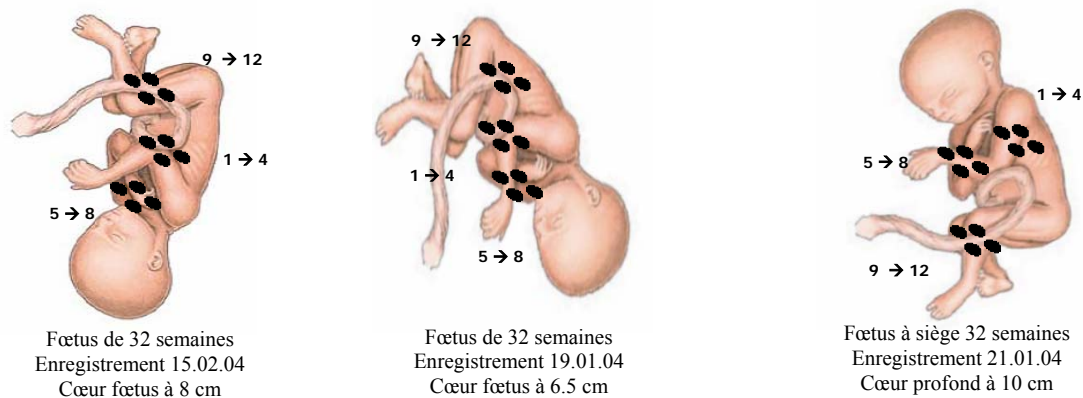


Figure 6.1 Quelques positions du fœtus pendant les séances d'enregistrements

Sur la Figure 6.2, nous avons présenté des âges gestationnels. On voit bien qu'il y a plus d'enregistrements sur des fœtus près du terme. Ceci s'explique par la facilité de trouver des volontaires.

La moyenne des âges gestationnels est de 33 semaines et l'écart type est de 6.38 semaines.

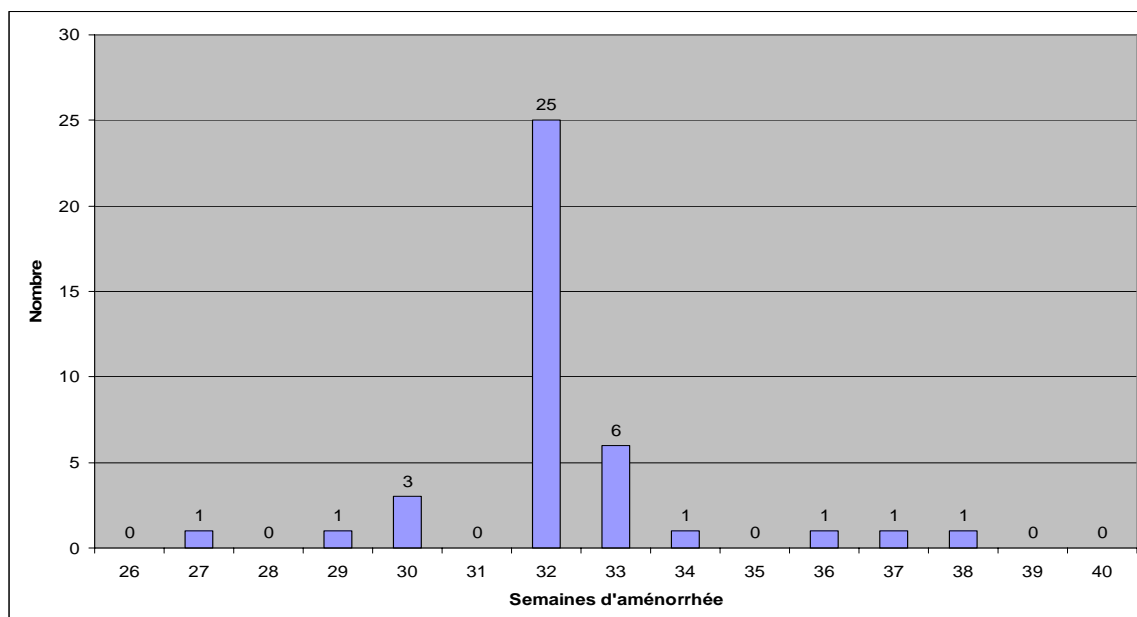


Figure 6.2 Histogramme des âges gestationnels des grossesses étudiées

6.2.2 Réflectivité des tissus, vitesse et direction de déplacement des tissus

Les signaux engendrés par l'activité fœtale sont d'abord filtrés par un filtre passe-bande qui nous permet d'éliminer le bruit basse fréquence et haute fréquence (le fœtus ne génère pas de décalage Doppler supérieure à 400 Hz). Les amplitudes des signaux correspondant à des mouvements qui se rapprochent du capteur et ceux des mouvements qui

s'éloignent du capteur sont visualisées séparément. Pour cela, nous avons utilisé un filtre séparateur de direction représenté sur la Figure 6.3

Les signaux engendrés par l'activité fœtale sont d'abord filtré par un filtre passe-bande ce qui nous permet d'éliminer les bruits basse fréquence et haute fréquence (le fœtus ne génère pas de décalage Doppler supérieure à 180 Hz), puis on applique un seuil qui élimine le bruit de fond. Les amplitudes des signaux correspondant à des mouvements qui se rapprochent du capteur et à des mouvements qui s'éloignent du capteur ont été visualisées séparément. Pour cela, nous avons utilisé un filtre séparateur de direction représenté sur la Figure 6.3.

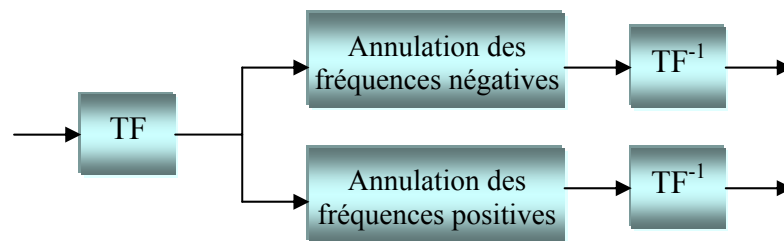


Figure 6.3 Filtre séparateur de direction

Les signaux retenus correspondent au module des deux signaux issus du filtre séparateur de direction. L'estimation de l'amplitude du déplacement et de la vitesse des structures en mouvement est obtenue en calculant la phase et la fréquence moyenne du signal analytique (voir chapitre 5). Les résultats sont présentés sous forme de trois graphiques synchrones qui montrent l'évolution de l'amplitude des signaux rétro diffusés, de leur phase et du spectrogramme Doppler, en fonction du temps.

La figure 6.4, présente les amplitudes (a), la phase (b) et le spectrogramme (c) du signal issu d'un capteur à une profondeur donnée. L'amplitude des mouvements qui se rapprochent du capteur est représentée en bleu et positivement. L'amplitude des signaux qui s'éloignent du capteur est représentée en rouge et négativement. A partir de $t = 13\text{ s}$, le signal d'amplitude (a) montre que des réflecteurs se rapprochent du capteur. Après une certaine période de repos, ce même signal montre que des réflecteurs s'éloignent du capteur à partir de $t = 17\text{ s}$. Le signal de phase (b) montre également un rapprochement (évalué en mm) des réflecteurs à partir de $t = 13\text{ s}$. Lorsque la phase est croissante, sa dérivée, la fréquence du signal Doppler, est positive ce qui traduit la vitesse de rapprochement des réflecteurs. Inversement, la décroissance de la phase et le signal Doppler négatif que l'on peut observer à partir de $t = 17\text{ s}$ traduit un éloignement des réflecteurs.

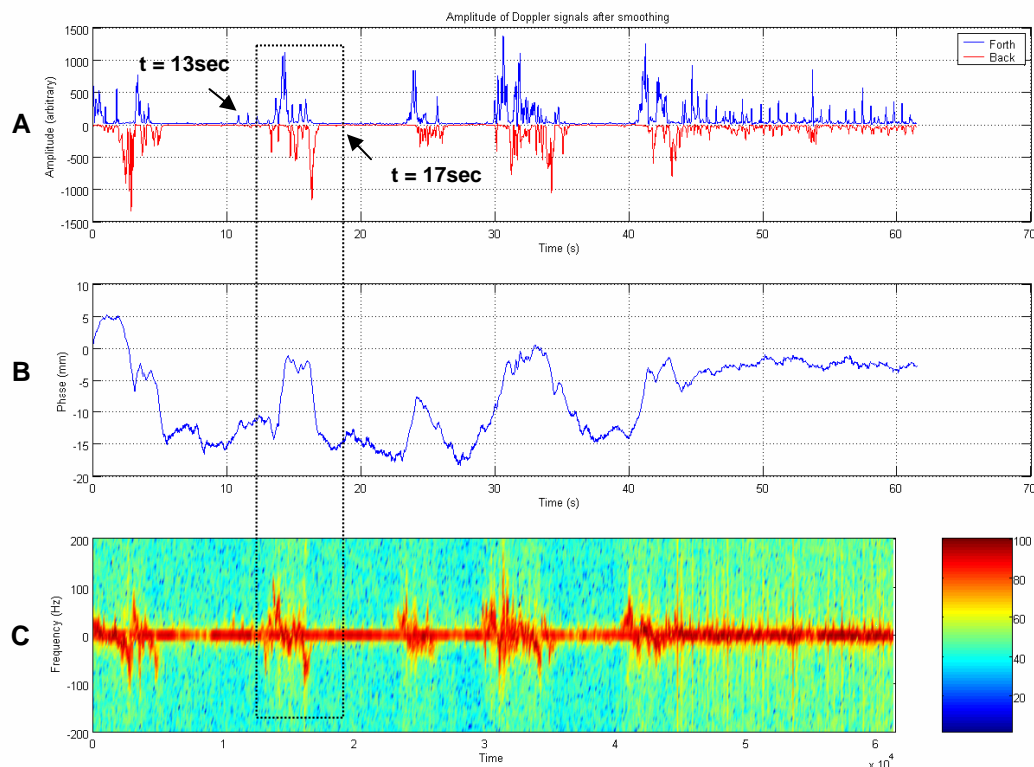


Figure 6.4 Signaux provenant d'une porte Doppler.

De haut en bas : **A** amplitude des signaux Doppler positifs (en bleu) et négatif (en rouge) **B** phase du signal traduit en mm, **C** spectrogramme des fréquences Doppler

6.2.2.1 Mouvements du fœtus

Avant d'aborder l'analyse des signaux engendrés par l'activité fœtale grâce au dispositif décrit dans le chapitre 4, il est important de préciser ce qu'on appelle mouvement. Selon la classification de Timor-Tritsch, un mouvement est défini comme un dépassement d'un seuil en amplitude pendant un intervalle de temps minimal suivi d'un temps minimal de repos. Pour cela, on définit trois seuils (cf. Figure 6.5) :

- un seuil sur les signaux d'amplitude permettant l'élimination du bruit ;
- deux seuils en durée :
 - ✓ le premier permet de déterminer la durée minimale du mouvement
 - ✓ le deuxième détermine l'intervalle minimum entre deux mouvements

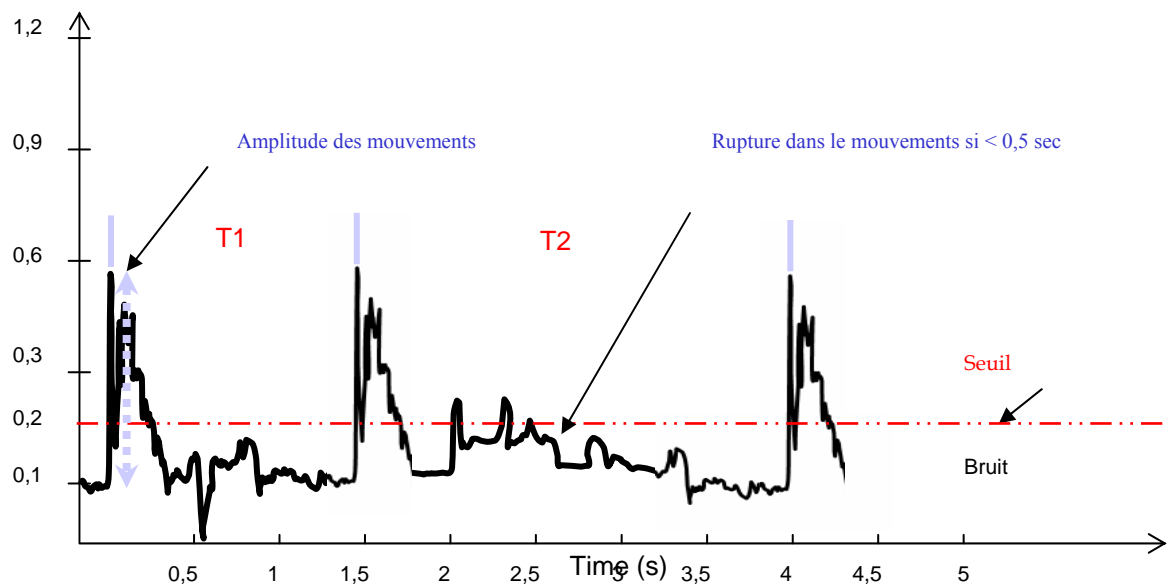


Figure 6.5 Représentation des amplitudes et durées des mouvements globaux

Par exemple, sur la Figure 6.6, en appliquant les critères définis précédemment sur des signaux collectés *in-vivo*, nous identifions quatre mouvements de durées différentes (le premier autour de 5sec, le deuxième autour de 15sec, le troisième entre [20-25]sec et le dernier entre [30-35]sec).

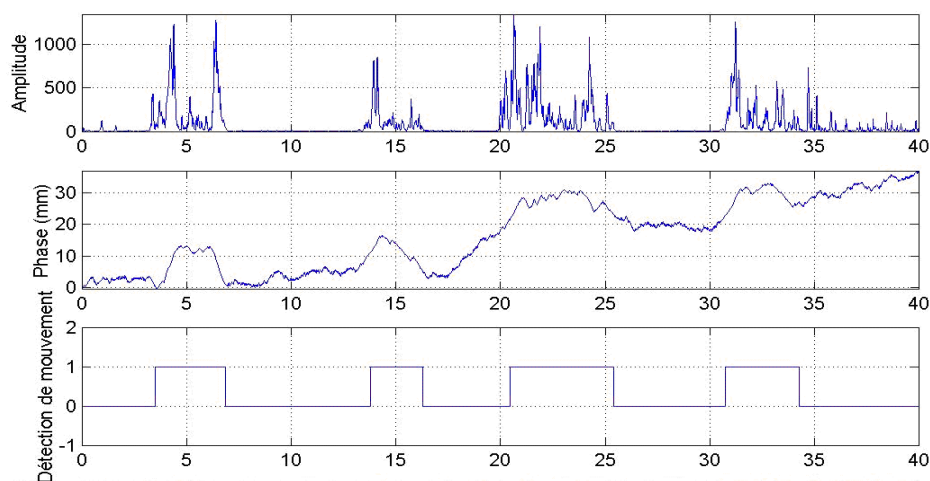


Figure 6.6 Détection des mouvements

Les mouvements fœtaux les plus rapides observés sont les coups de pied, le hoquet et plus rarement les mouvements rotatifs. De nombreux mouvements globaux du fœtus ont été mis en évidence durant le déroulement des enregistrements. Ces mouvements ont parfois été ressentis par le manipulateur et/ou par la patiente lors de la séance d'enregistrements. La

Figure 6.7, montre qu'au même instant de l'enregistrement, des signaux Doppler similaires peuvent être retrouvés sur des capteurs voisins

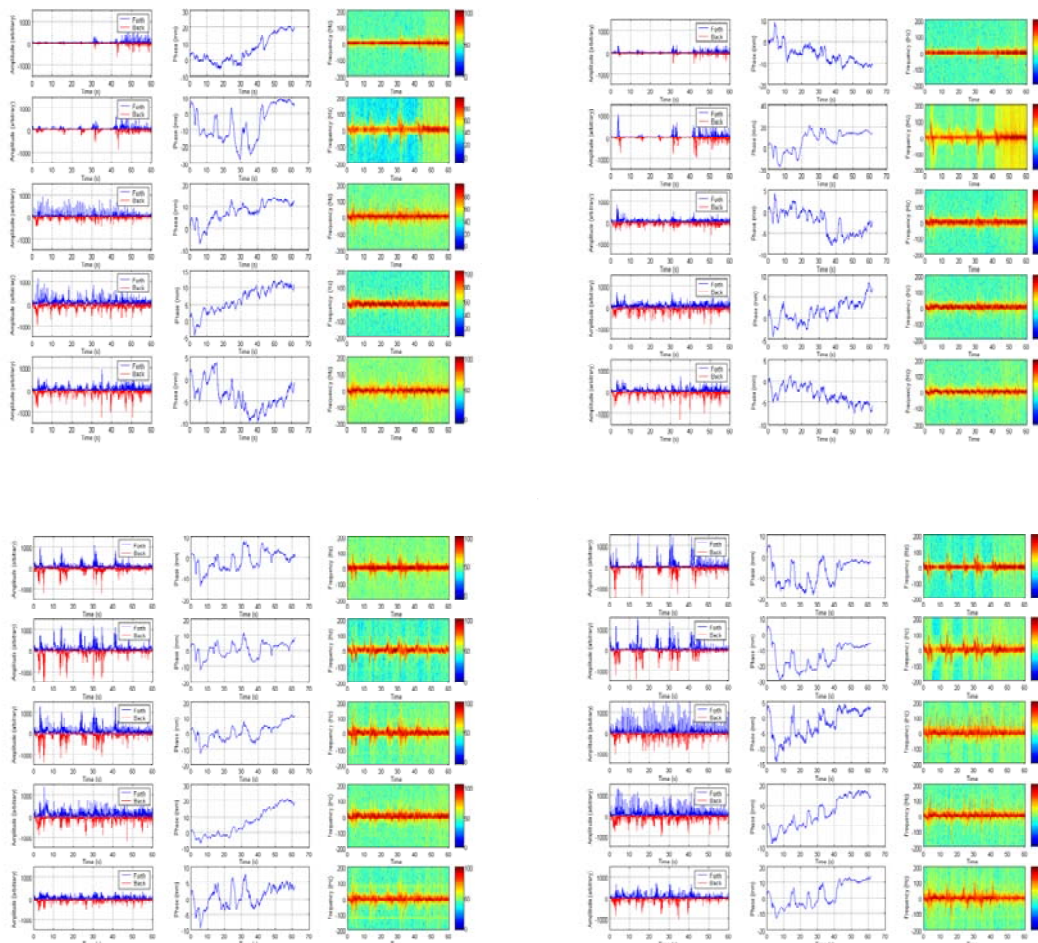


Figure 6.7 Représentation des mouvements détectés par des capteurs voisins sur leurs 5 profondeurs d'exploration. En haut, capteurs 1 et 2 (peu de corrélation). En bas, capteur 3 et 4 (forte corrélation). Pour chaque capteur, de gauche à droite : l'amplitude, la phase et le spectrogramme des signaux Doppler, de haut en bas : les 5 profondeurs explorées.

6.2.2.2 Coup de pied du fœtus

L'activité du fœtus augmente davantage à partir de la 20^{ème} semaine de grossesse. La mère décrit souvent cette activité en disant qu'il donne «des coups de pied». Il s'agit de mouvements brusques. Les médicaments, les drogues, la cigarette, le sommeil fœtal, la concentration sanguine de glucose et l'heure du jour ont une influence importante sur cette activité.

La Figure 6.8 illustre un mouvement qui a été enregistré par le capteur sur les extrémités inférieures d'un fœtus de 36 semaines. On voit clairement que le mouvement démarre lentement, accélère rapidement, puis s'arrête brusquement comme si le pied atteignait la paroi de l'utérus.

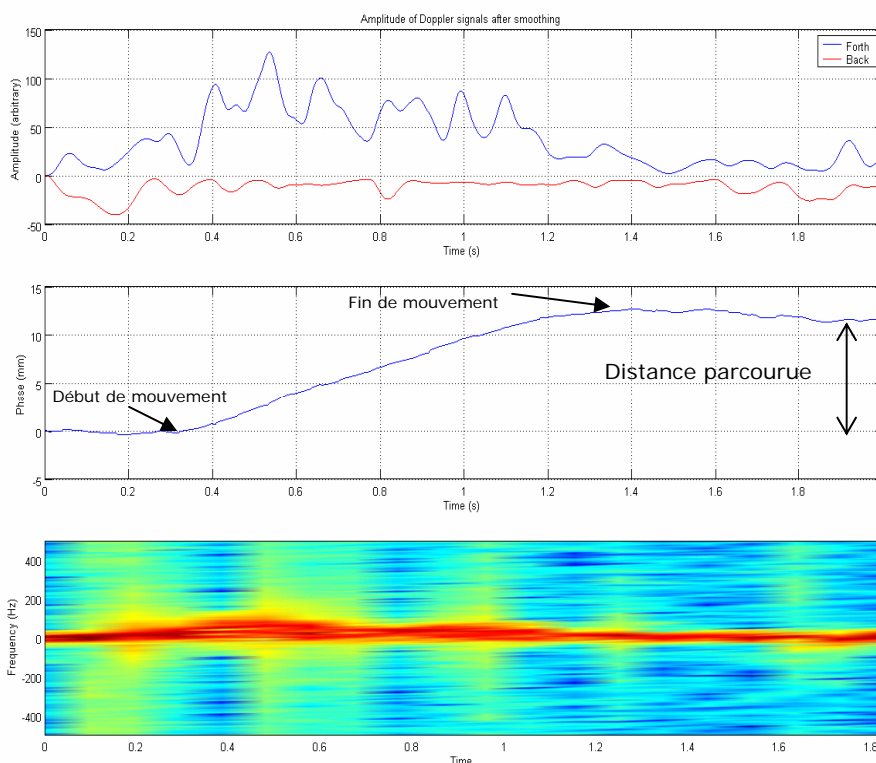


Figure 6.8 Coup de pied d'un fœtus.

La durée de ce mouvement est d'environ 1s. La phase nous indique une distance parcourue d'environ 14 mm dans la direction du capteur. La variation de la phase créée par autre mouvement du pied est présentée à la Figure 6.9

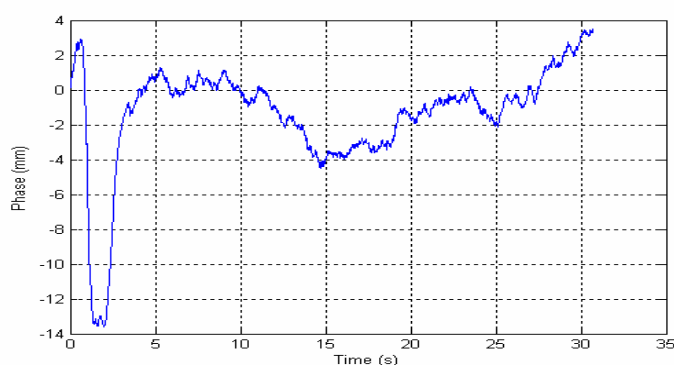


Figure 6.9 Tracé de la phase d'un coup de pied

On voit sur ce tracé que la distance parcourue par le pied dans la direction du capteur est d'environ 16 mm.

6.2.2.3 Mouvements du bras et de la main

La figure ci-dessous présente un mouvement du bras et de la main observé chez un fœtus. Dans cet exemple l'activité la plus importante se déroule entre la 40^e et la 60^e seconde.

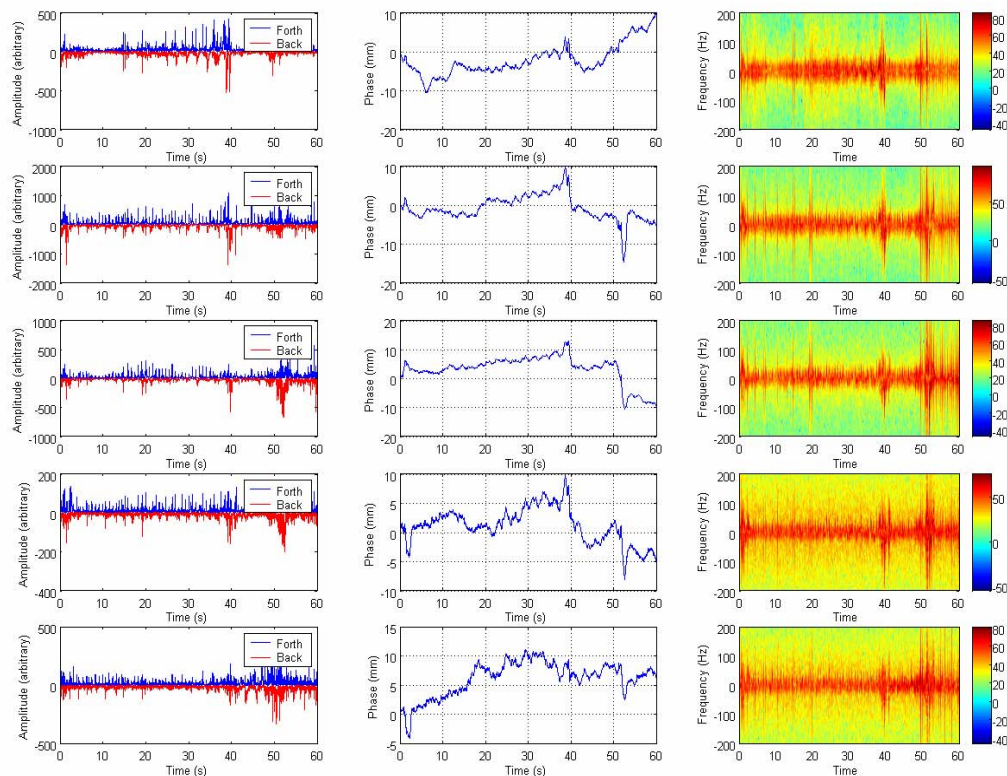


Figure 6.10 Amplitude, phase et spectrogramme des signaux Doppler directionnels provenant des membres supérieurs (Capteur n°8 avec ses cinq profondeurs d'exploration).

Les signaux sont issus d'un capteur positionné sur les membres supérieurs et enregistrés à cinq profondeurs situées entre 2,25 et 14,6 cm (cf. Figure 4.10). Les mouvements sont détectés essentiellement dans les portes 2, 3, et 4.

Sur la figure 6.11, on voit clairement que le bras et la main du fœtus accélèrent rapidement puis marquent un temps d'arrêt (10 sec de repos). Après cette période de repos, le retour de la main se fait à nouveau rapidement à partir de la 50^{ème} sec de l'enregistrement. La durée de ce mouvement est d'environ 17s. La distance entre les positions extrêmes est d'environ 20 mm.

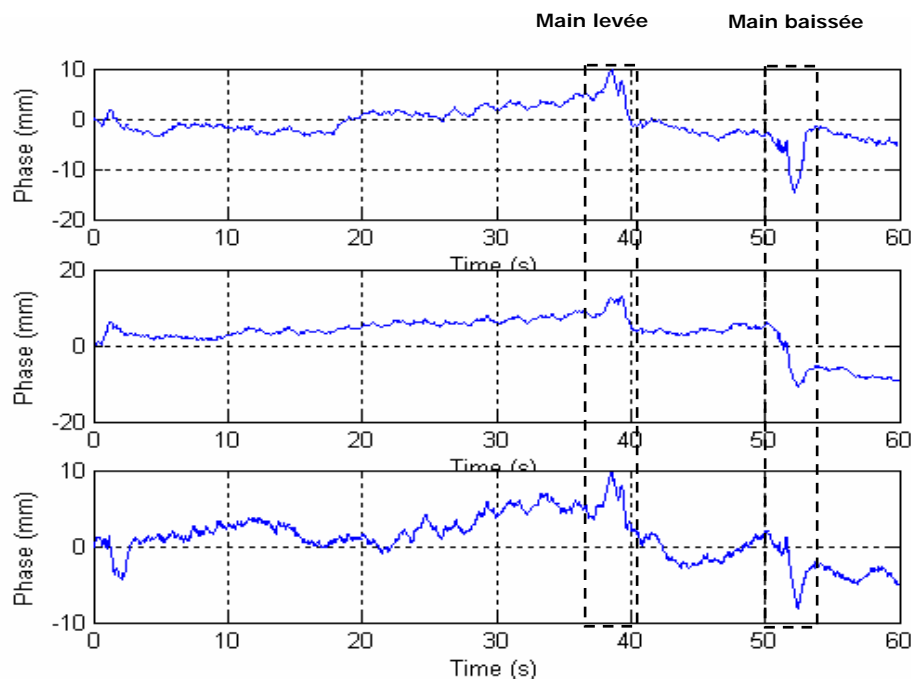


Figure 6.11 Tracé de phase de la 2^{ème} profondeur à la 4^{ème} profondeur avec le même capteur

6.2.2.4 Mouvements cardiaques

Les signaux provenant des mouvements des parois cardiaques et d'autres structures du cœur sont les plus faciles à analyser. Ils sont également facilement audibles et permettent un positionnement aisé des capteurs en regard du cœur.

La Figure 6.12 montre les signaux d'amplitude, de phase et le spectrogramme engendrés par des battements de cœur. Les signaux d'amplitudes montrent que les réflecteurs se rapprochent puis s'éloignent du capteur à un rythme régulier. Les battements de cœur génèrent une phase en dents de scie et des signaux directionnels de fréquence Doppler plus élevée que les autres mouvements. Contrairement aux signaux provenant des grands mouvements qui sont de nature transitoire, les signaux cardiaques sont presque périodiques.

Les mouvements d'aller et retour des parois cardiaques se distinguent en général très bien, comme le montrent les quatre exemples présentés sur la Figure 6.12.

Les rythmes que nous détectons sur ces enregistrements sont de l'ordre de 130 bat.min⁻¹ à 170 bat.min⁻¹

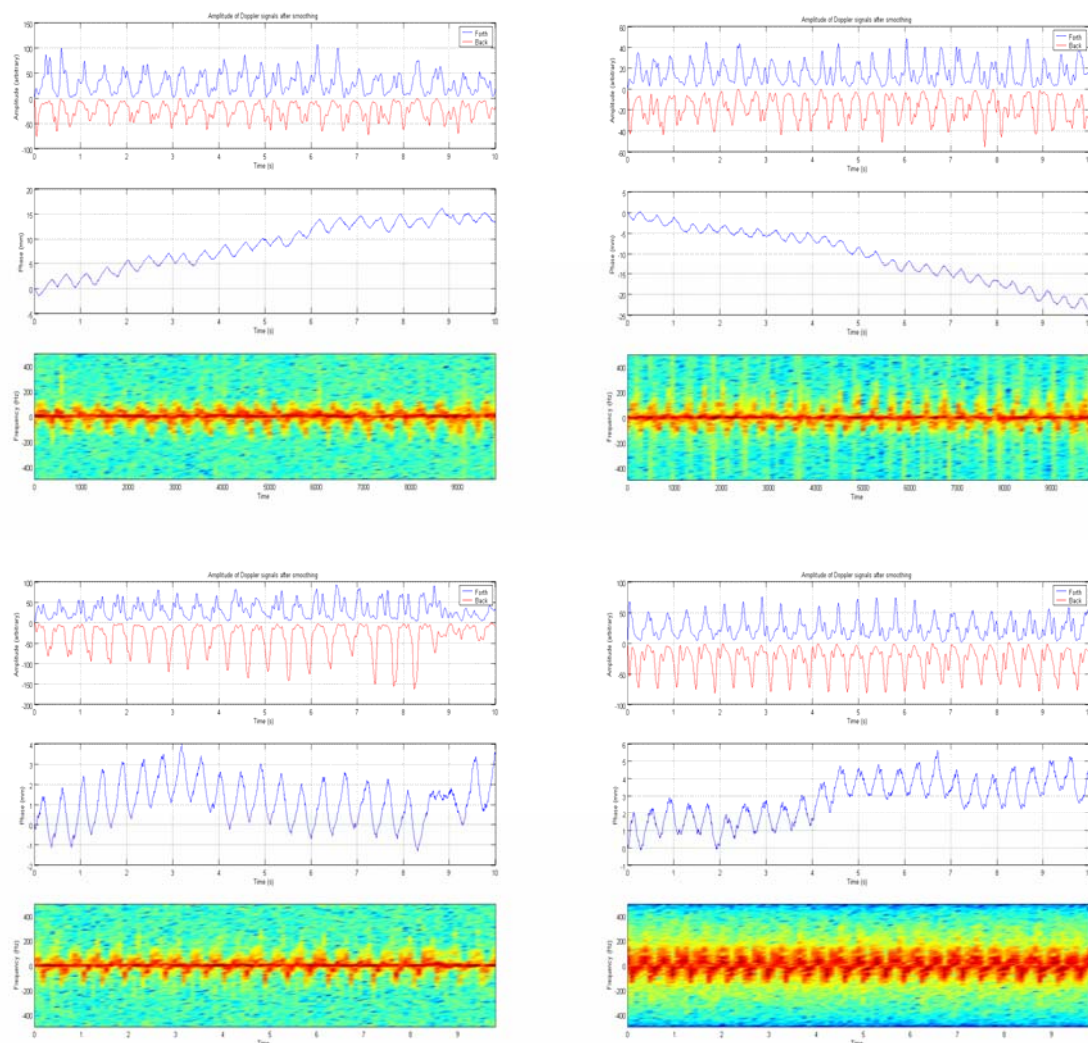


Figure 6.12 Amplitude, phase et spectrogramme des signaux Doppler directionnels provenant de cœurs de 4 fœtus différents

La phase nous indique une distance parcourue par les parois cardiaques entre 3 et 4 mm, ce qui est proche des valeurs observées lors de l'échographie mode TM (Figure 6.13).

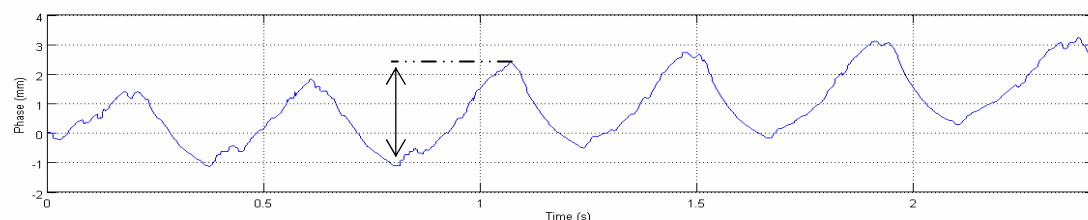


Figure 6.13 Evolution de la phase du signal cardiaque

Durant tous les enregistrements, nous avons observé les phénomènes classiques suivants :

- Les mouvements actifs du fœtus s'accompagnent généralement d'une augmentation du rythme cardiaque fœtal d'au moins 20 battements par minute, pendant une durée de

l'ordre de 20 secondes. (Un fœtus en bonne santé répond aux stimulations mécaniques ou acoustiques par une accélération du rythme cardiaque).

- Les signaux engendrés par le fœtus sont quelquefois mélangés à ceux provenant de l'activité maternelle (respiration et rythme cardiaque). L'activité cardiaque maternelle se traduit par des rythmes qui sont le plus souvent situés entre 80 et 100 battements par minute.

6.2.2.5 Mouvements pseudo-respiratoires

Les mouvements pseudo-respiratoires du fœtus produisent des décalages Doppler basse fréquence compris entre 5 et 60 Hz. Leurs amplitudes et leurs vitesses varient d'un fœtus à l'autre. Les rythmes respiratoires fœtaux sont compris entre 30 et 90 batt.min⁻¹ correspondant à une fréquence entre 0.5Hz–1.5Hz. Dans notre étude, nous n'avons pas cherché pour l'instant à mettre en évidence de manière systématique cette pseudo respiration fœtale.

6.2.2.6 Mélanges d'informations contenues dans les signaux Doppler

La Figure 6.14 présente des signaux périodiques d'amplitudes, de phase et de variation de fréquence Doppler (spectrogramme) liés aux battements d'un cœur fœtal. Nous avons cherché à faire une analyse spectrale de ces signaux pour en extraire des rythmes (colonne de droite sur la figure).

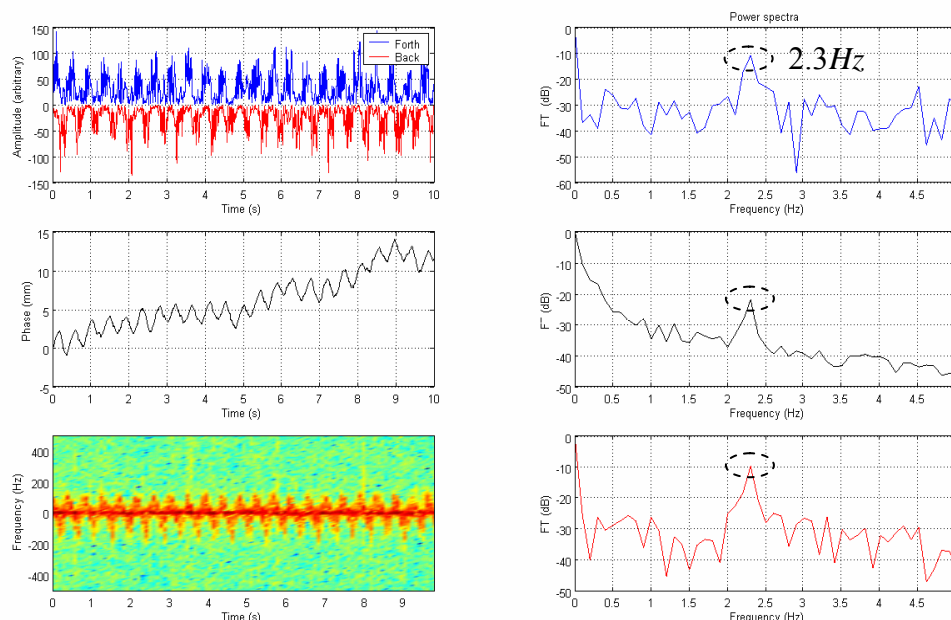


Figure 6.14 Analyse spectrale des signaux cardiaques fœtaux. A droite spectrogramme des fréquences contenues dans chaque signal (amplitude, phase, spectre Doppler).

Pour cela, nous avons représenté sur la droite de la Figure 6.14 les spectres fréquentiels en regard des signaux d'amplitude, de phase, et de variation de fréquence Doppler. Sur les tracés des spectres de puissance, la composante spectrale à 2.3Hz correspond bien avec le rythme cardiaque fœtal. (Il faut noter que nous ne disposons sur ces spectres que d'une résolution fréquentielle de 0.1Hz).

Sur la Figure 6.15 on note une composante spectrale supplémentaire à 0.3Hz due à la respiration maternelle qui apparaît sur deux des trois spectres calculés . En effet, la respiration maternelle soulève puis abaisse la région thoracique et abdominale, ce qui introduit un mouvement relatif supplémentaire entre les réflecteurs fœtaux en mouvements et le capteur. Cet effet de la respiration maternelle sur les signaux Doppler engendrés par l'activité fœtale a été retrouvé sur de nombreux enregistrements.

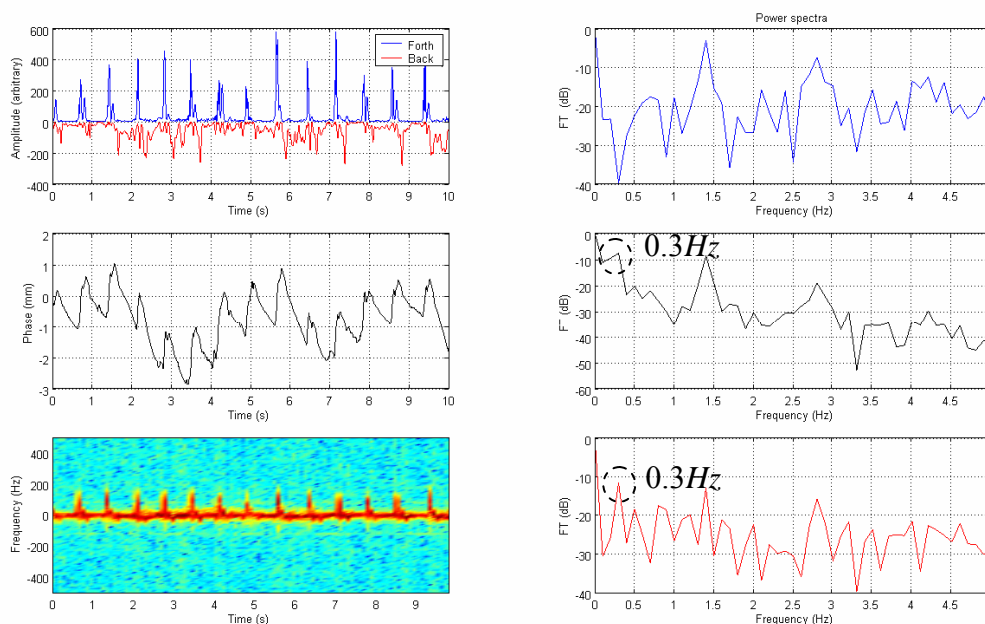


Figure 6.15 Modulation des signaux fœtaux par la respiration maternelle

6.2.3 Détection du Rythme Cardiaque Fœtal par Autoconvolution

Cette technique calcule l'intervalle de temps entre deux battements de cœur successifs. La détection de ces intervalles s'effectue sur les signaux d'amplitudes (amplitude engendrée par les réflecteurs se rapprochant du capteur, et par les réflecteurs s'éloignant du capteur) après un conditionnement² de ceux-ci. Les valeurs trouvées pour les deux amplitudes sont ensuite comparées et permettent de valider ou non la détection (cf. § 4 du chapitre V).

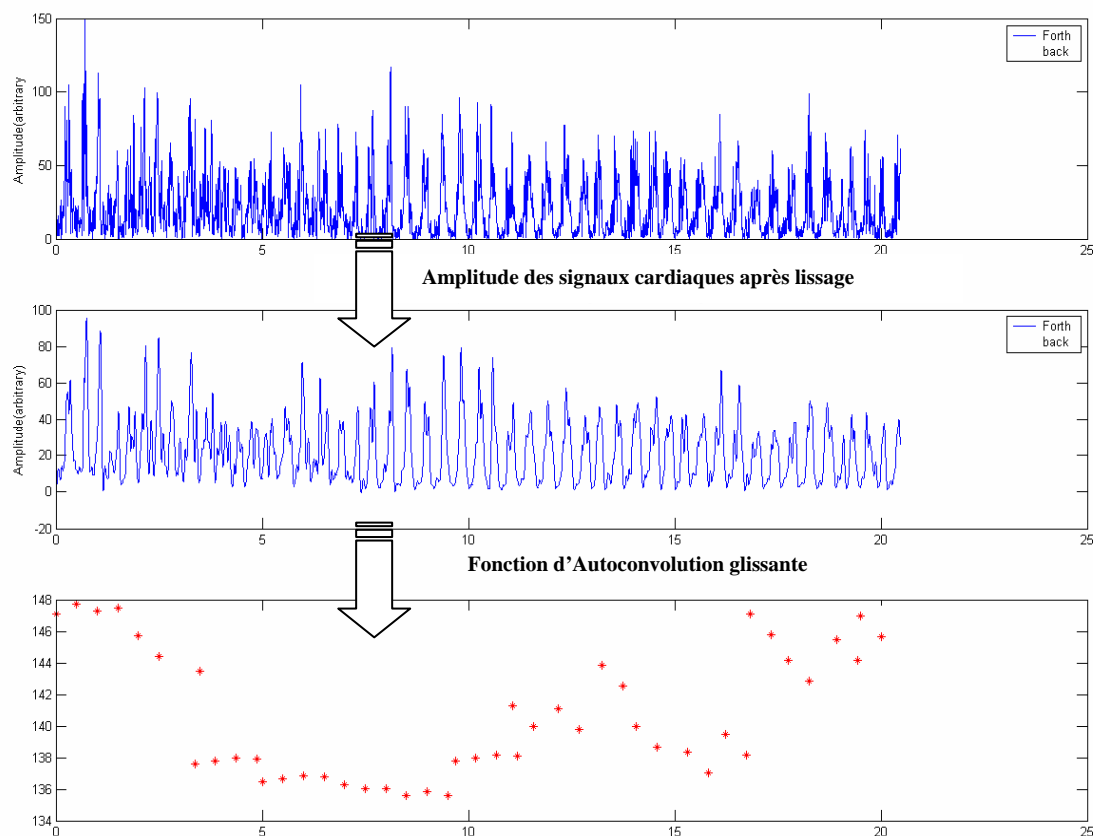


Figure 6.16 Signaux Doppler cardiaques fœtaux : lissage, auto convolution glissante et détermination du RCF (20 secondes d'enregistrement)

Le RCF recherché se situe dans une plage allant de 60 battements par minutes soit 1 Hz à 180 battements par minute soit 3 Hz . Les intervalles entre deux battements de cœur successifs sont calculés en recherchant les maxima locaux des signaux conditionnés.

La Figure 6.16 présente le résultat obtenu par la méthode d'auto convolution glissante. La détection est bonne mais la variance d'estimation est très grande. Ces résultats médiocres de l'autoconvolution nous ont amené à implémenter une seconde méthode de calcul du rythme cardiaque décrite ci-dessous.

6.2.4 Détection du Rythme Cardiaque Fœtal par AutoCorrélation ACF

Nous recherchons dans les signaux une période comprise par exemple entre $1,5\text{Hz}$ (90 batt.min^{-1}) et 3Hz (180 batt.min^{-1}). Nous allons donc calculer les coefficients d'autocorrélation normalisés d'une tranche de L échantillons de signal pour des décalages

² Le conditionnement des signaux Doppler, détaillé dans le chapitre V, est nécessaire car les signaux amplitudes sont très accidentés. Pour terminer le conditionnement des signaux, on lisse le signal par un filtre passe-bas de fréquence de coupure 20 Hz .

allant de $1F_e$ à $3F_e$ ($F_e = 1\text{KHz}$). Nous les comparons ensuite à un seuil qui nous permettra de déterminer si la fonction est périodique ou non. Si la fonction est détectée comme périodique, le coefficient maximum de l'auto corrélation nous donne alors une estimation de la période de la tranche de signal considérée (cf. Figure 6.17).

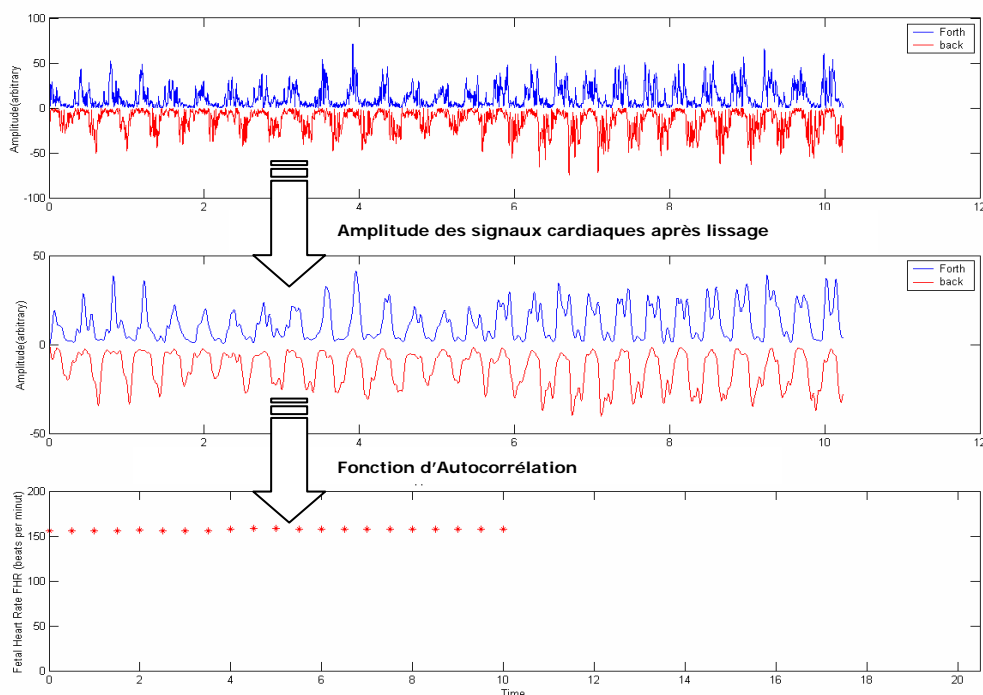


Figure 6.17 Autocorrélation : calcul du rythme cardiaque (batt.min^{-1}) en fonction du temps (s) à partir des signaux d'amplitude

Sur cette figure, les mouvements d'aller et retour des parois cardiaques sont bien visibles et le RCF est bien détecté. Le rythme mesuré est de l'ordre de 156 bat.min^{-1} .

Cette technique a été appliquée aussi bien aux signaux qui se rapprochent du réflecteur, qu'à ceux qui s'éloignent du capteur. Des résultats similaires ont été obtenus en calculant le RCF à partir de la phase ou de la fréquence Doppler des signaux cardiaques (cf. Figure 6.18).

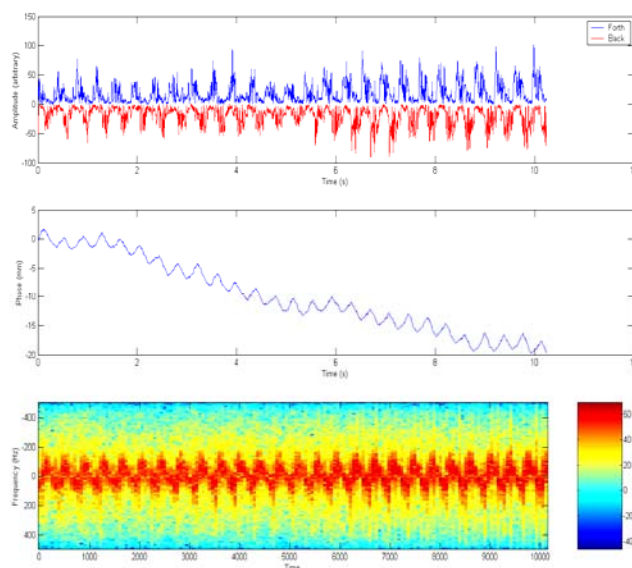


Figure 6.18 Le rythme cardiaque (batt.min^{-1}) peut être calculé par autocorrélation à partir de l'un ou l'autre des 3 signaux provenant du coeur fœtal

Même séquence de signaux qu'à la figure 6.17. Si on évalue le RCF à partir de chacun des trois signaux (amplitude, phase ou fréquence), on obtient $156 \text{ batt.min}^{-1}$. Le signal de la phase montre le déplacement d'aller-retour avec une amplitude d'environ 4mm comparable à ce qu'on observe lors de l'échographie TM.

Si on applique la méthode d'auto corrélation à l'ensemble des 12 capteurs, on peut rechercher ensuite celui ou ceux qui donne les informations les plus stables. Un exemple de résultats obtenus à un même intervalle de temps et à une même profondeur sur les 12 capteurs est présenté à la Figure 6.19.

Nous avons pu vérifier que le résultat donné par cette méthode correspond au rythme moyen calculé visuellement sur le spectrogramme du signal. Dans les signaux des capteurs 1,2,3, 4, 5, 6, 7 et 8, nous détectons un rythme supérieur à $150 \text{ batt.min}^{-1}$: le rythme cardiaque fœtal ($156 \text{ batt.min}^{-1}$). Dans les signaux de capteurs 12, nous détectons un rythme légèrement inférieur à $100 \text{ batt.min}^{-1}$: le rythme cardiaque maternel (90 batt.min^{-1}).

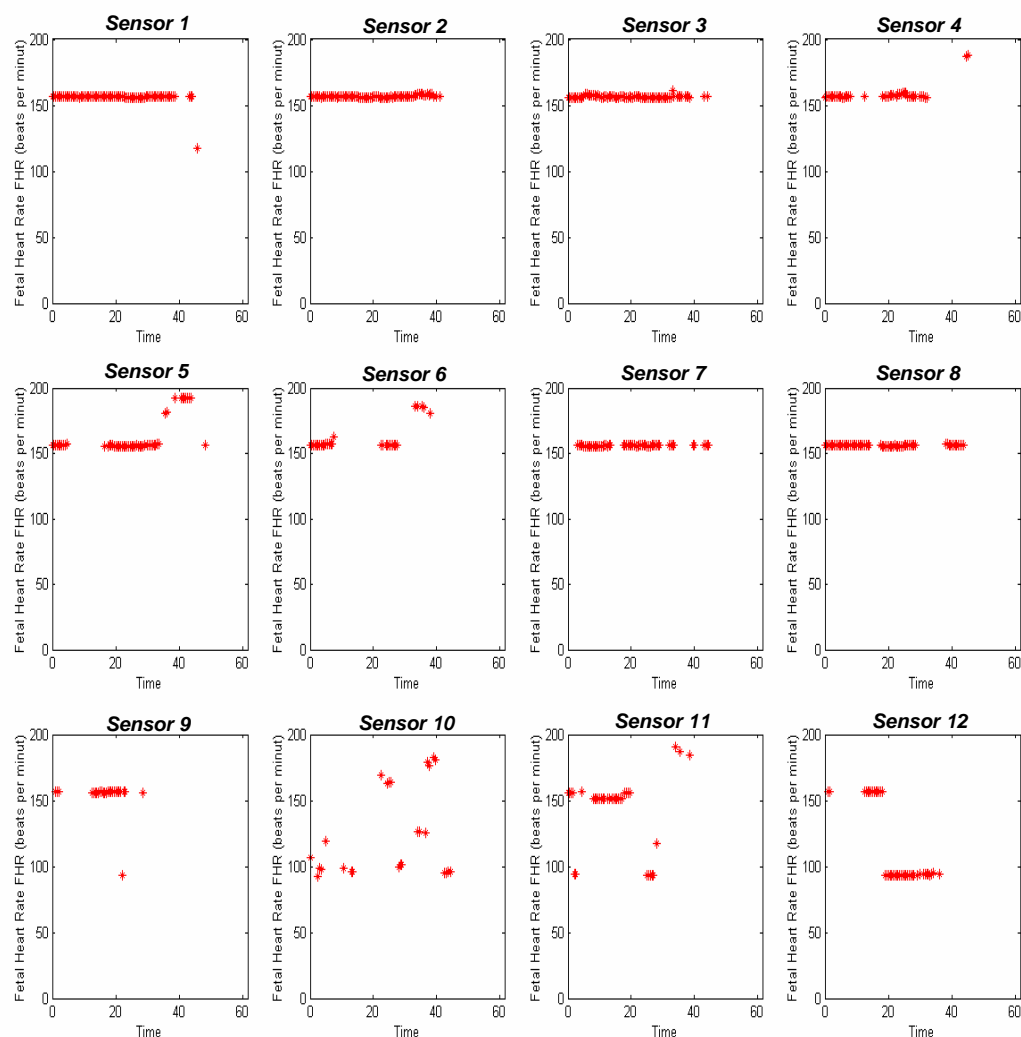


Figure 6.19 Rythmes (batt.min^{-1}) détectés en fonction du temps (s) sur les 12 capteurs à la profondeur n°3 (enregistrements effectués sur 40 sec)

En comparant les trois méthodes présentées pour l'extraction du RCF (méthode d'auto convolution, méthode d'auto corrélation et analyse spectrale, nous retiendrons la méthode d'auto corrélation comme étant la plus performante pour le calcul du rythme cardiaque fœtal. Le taux de réussite moyen de cet algorithme pour la détection du RCF sur l'ensemble des séquences analysée est de 89.66%.

6.3 Application des ACI sur des signaux *in vivo* obtenus par l'Actifœtus

6.3.1 Séparation de sources et Signaux Doppler

Les premiers travaux sur la séparation de sources datent d'une quinzaine d'années et intéressent surtout la communauté des spécialistes du traitement de signaux. Le problème consiste à estimer n signaux inconnus (les sources), supposés statistiquement indépendants à

partir de $p < n$ mélanges inconnus de ces signaux. D'un point de vue statistique, c'est donc un problème de recherche de facteurs indépendants.

Les signaux dont nous disposons proviennent de multiples sources (fœtales et maternelles). De plus, nous disposons de nombreux points d'observation de ces phénomènes (12 x 5 portes). Il est donc intéressant de séparer les signaux provenant de chacune de ces sources avant d'appliquer les algorithmes de calcul présentés précédemment (cf. Figure 6.20). L'analyse en composantes indépendantes (ACI) est un moyen d'effectuer une séparation aveugle des sources. L'adjectif aveugle traduit le fait que nous n'avons aucune connaissance à priori des sources à séparer.

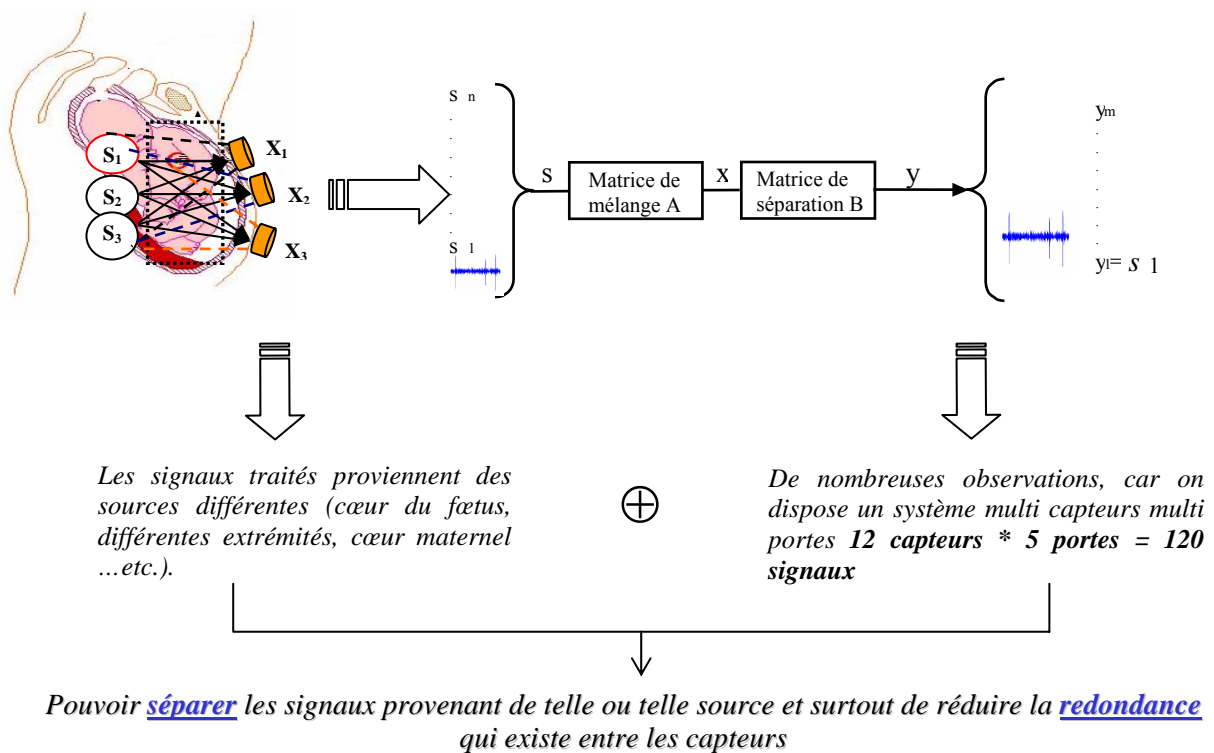


Figure 6.20 Schéma de principe de fonctionnement de la séparation des composantes indépendantes

Nous avons présenté dans le chapitre précédent plusieurs solutions de séparation de sources. Nous allons les appliquer à la séparation des signaux correspondant aux rythmes cardiaques, aux mouvements pseudo respiratoires et aux mouvements globaux du fœtus d'abord sur des signaux simulés (section 1.2) puis sur des signaux recueillis chez des femmes enceintes (section 2).

6.3.1.1 Exemple d'application des ACI sur des signaux simulés

Pour tester les performances des algorithmes de séparation de sources cités dans la *chapitre V* (cf. & 4 du *chapitre V*), nous avons appliqués ces derniers à des signaux simulés et réels modélisant nos signaux sources, mélangés par une matrice de mélange tirée de façon aléatoire. Nous avons également bruité certaines des matrices de données obtenues. Pour cela, nous avons choisi d'utiliser les quatre algorithmes suivants : Jade, Maxkurt, Infomax et Cfastica.

A titre d'exemple, nous allons reproduire l'expérience qui est présentée dans le papier ICASSP'98 (Cardoso 98) concernant les signaux fournis par 8 sondes d'ECG (cf. Figure 6.21 - A).

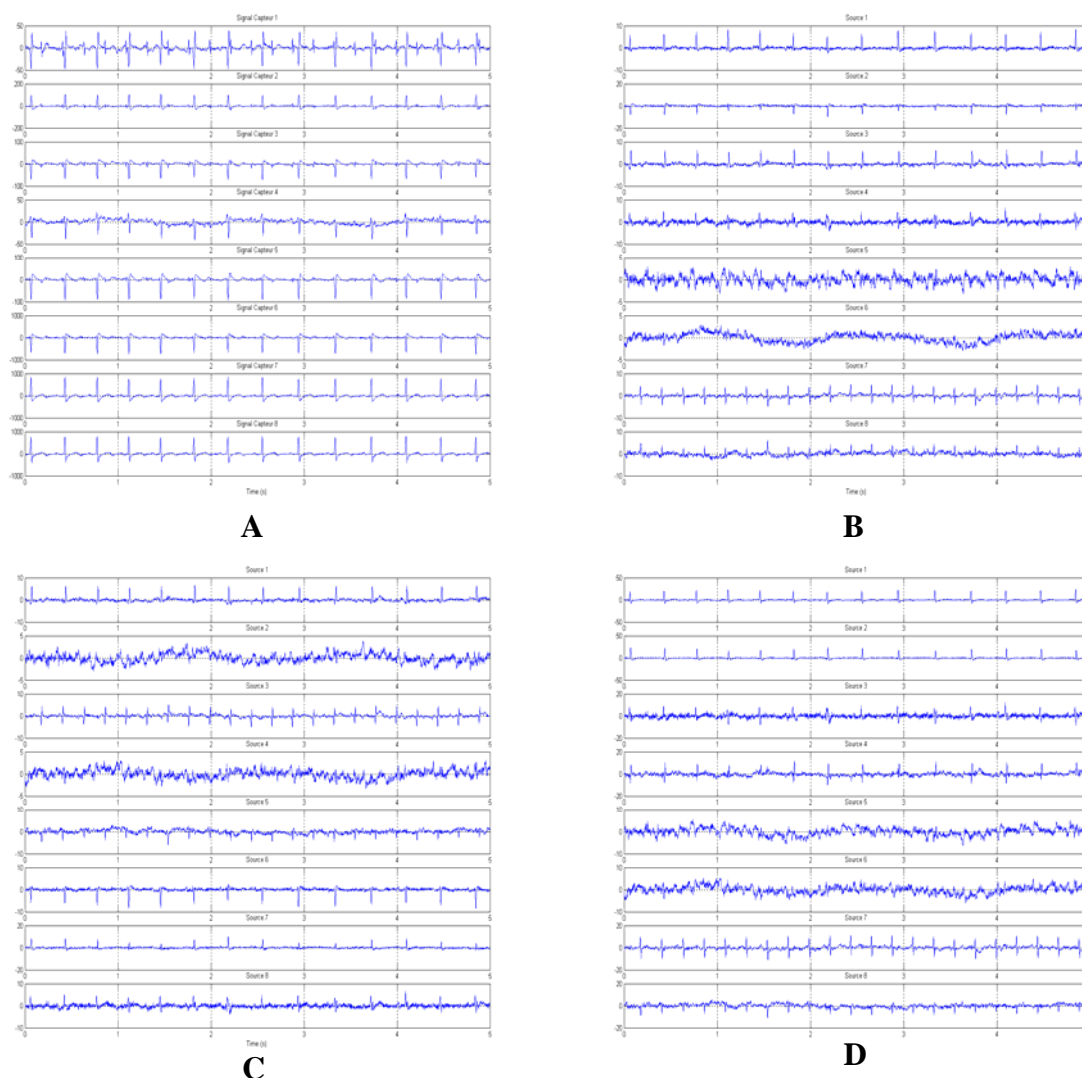


Figure 6.21 A : Signaux ECG d'une femme enceinte, B : Sources séparées en utilisant l'algorithme Jade, C : Sources séparées en utilisant l'algorithme Maxkurt et D : Sources séparées en utilisant l'algorithme Infomax

Les cinq premiers capteurs ont été positionnés sur la région abdominale tandis que trois autres étaient positionnés sur la région thoracique. Le seul rythme qui est apparu clairement sur ces signaux est le rythme cardiaque maternel. On devine toutefois sur le premier capteur un signal d'amplitude plus faible mais plus rapide, correspondant au rythme cardiaque fœtal.

Si on traite ces signaux par les trois algorithmes d'ACI, nous obtenons les composants indépendants de la Figure 6.21 : **B**, **C** et **D**. Sur la figure **B** par exemple, les quatre premiers composants sont ceux de la mère, les deux suivants correspondent à du bruit tandis que les deux derniers détectent le signal fœtal. La même analyse peut être faite pour les deux autres algorithmes (C et D). L'analyse en composantes indépendantes a ainsi permis d'extraire l'ECG fœtal, dans un signal beaucoup plus fort représenté par l'ECG maternel.

6.3.2 Détermination du nombre de sources dans un mélange instantané

Dans cette section, nous nous intéressons aux méthodes qui permettent de déterminer le nombre des composantes m indépendantes présentes dans un mélange instantané de n enregistrements.

La première méthode que nous avons implémentée est décrite dans le chapitre précédent. Elle consiste à effectuer une analyse de la matrice de données X sur la base de critères classiques de détermination de l'ordre d'un système que sont BIC, AIC et MDL (cf. *chapitre V*). En utilisant les deux critères AIC et BIC, on remarque que le critère BIC sélectionne des modèles de dimension plus petite que le critère AIC, ce qui n'est pas surprenant puisque BIC pénalise plus qu'AIC dès que $n < 7$.

6.3.2.1 Exemples de simulations

La Figure 6.22 présente quatre signaux délivrés par des électrodes d'ECG maternel

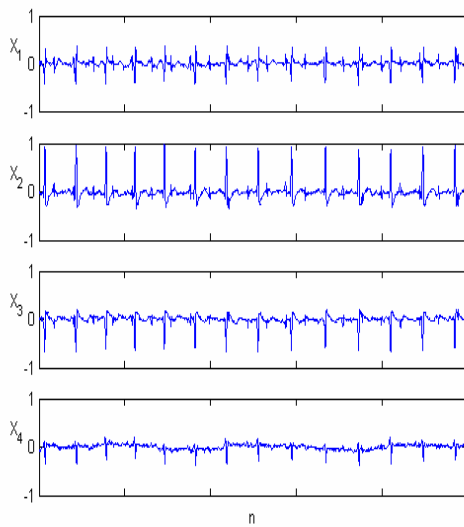


Figure 6.22 Signaux ECG d'une femme enceinte.

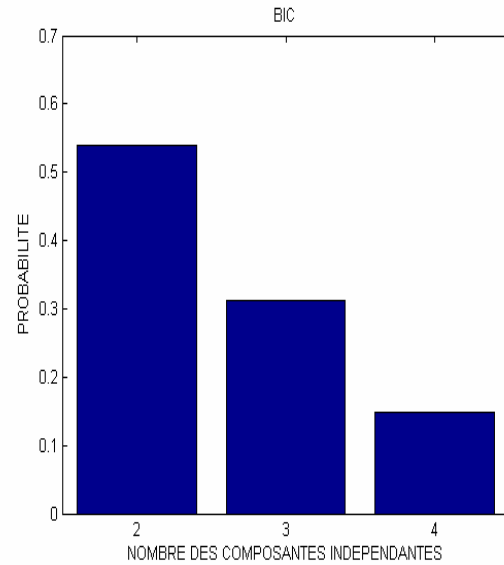


Figure 6.23 Nombre de source détecté est 2 pour une probabilité de 55 %

Nous allons chercher à sélectionner le modèle M_i qui maximise la probabilité a posteriori $P\left(\frac{M_i}{X}\right)$ (cf. & 4.1 du *Chapitre V*). Sur la Figure 6.23 nous avons la probabilité en fonction du nombre K des composantes indépendantes entre 2 et 4.

On observe que l'hypothèse la plus vraisemblable est $K = 2$ composantes, avec une probabilité relative de 55%.

6.3.2.2 Application aux signaux collectés *in vivo* par l'Actifoetus

Nous avons choisi de tester l'ACI directement sur les signaux d'analyse spectrale du signal Doppler. La Figure 6.24 présente le spectrogramme des signaux sources. Nous avons ici cinq signaux mélangés (capteur 4 avec ses cinq profondeurs d'exploration). La matrice de données X que nous allons considérer est constituée par 60 secondes d'enregistrement de ces signaux Doppler.

Le nombre d'intervalle de composantes indépendantes à rechercher dans notre mélange, varie de 1 à 4 composantes (cœur fœtal, différentes extrémités, structures maternelles, respiration fœtale).

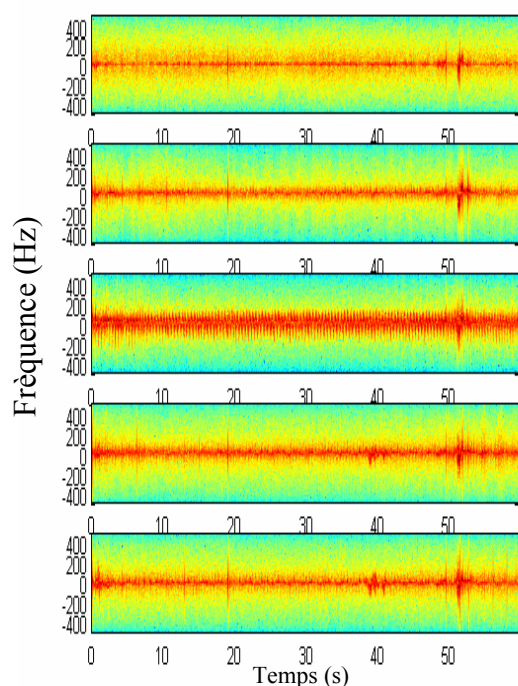


Figure 6.24 Signaux enregistrés par le capteur cardiaques 4 avec ses 5 profondeurs.

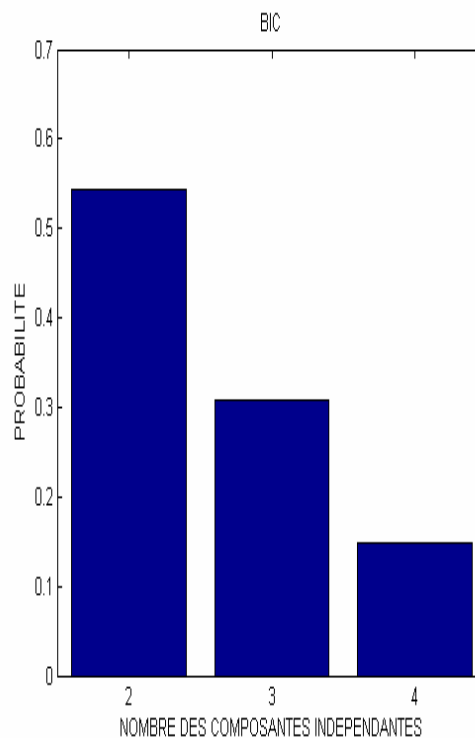


Figure 6.25 Nombre de source détectée

Déterminons tout d'abord le nombre de sources présentes dans cette matrice de données. Nous pouvons voir sur la Figure 6.25 que notre critère estime à 2 le nombre de sources présentes dans ce mélange, avec une probabilité de réussite de 52%. Nous concluons que la matrice de données contient deux signaux sources. Pour mettre en évidence ces sources, nous avons appliqué l'algorithme icaML (Figure 6.26).

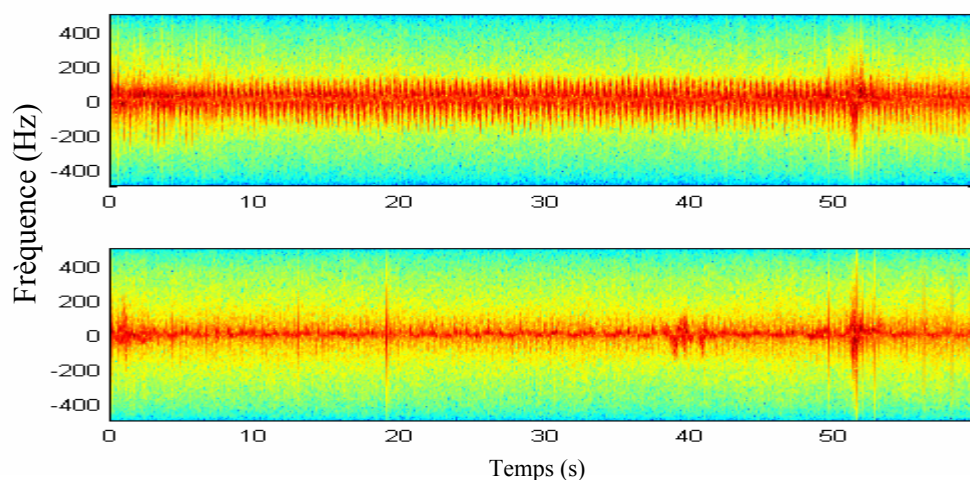


Figure 6.26 Signaux Doppler en fonction du temps déterminés sur les composantes indépendantes extraites de X .

Les signaux retenus par la première composante indépendante sont ceux du rythme cardiaque fœtal ($144 \text{ batt.min}^{-1}$). Ceux de la deuxième composante correspondent au rythme cardiaque maternel (90 batt.min^{-1}) et à des mouvements.

Cette approche nous permet de réduire la redondance d'information entre les signaux d'une même profondeur par exemple, et donc de réduire le volume des données à traiter dans la détection du rythme cardiaque. A titre d'illustration, nous présentons des résultats d'un enregistrement effectué sur un fœtus de 32 semaines. Nous disposons donc dans ce mode de douze capteurs.

La matrice de données X que nous allons considérer est constituée par 60 secondes d'enregistrement des signaux de fréquence Doppler des 12 capteurs à la profondeur n°2 (cf. Figure 6.27). Dans les signaux des capteurs 1,6,7 et 8, nous détectons un rythme à 90 bat.min^{-1} (rythme cardiaque maternel). Dans les signaux des capteurs 9,10 et 11, nous détectons un rythme à 144 bat.min^{-1} (rythme cardiaque fœtal). Si on applique l'algorithme icaML pour déterminer le nombre de sources présentes dans cette matrice de données, on sélectionne trois sources indépendantes présentes dans le mélange ($m = 3$) (Figure 6.28). Le résultat final de la sélection est présenté sur la Figure 6.29. Le rythme détecté dans la première composante indépendante est le rythme cardiaque maternel associé à des signaux de mouvements respiratoires qu'on trouve également sur la troisième composante. Le rythme détecté dans la deuxième composante est le rythme cardiaque fœtal.

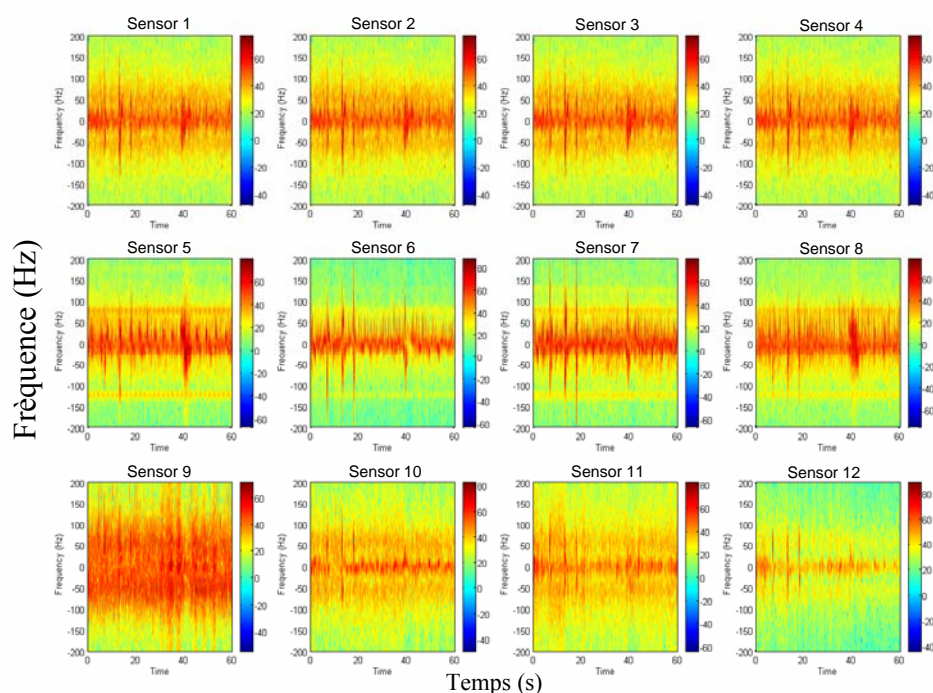


Figure 6.27 Signaux des 12 capteurs porte n°2. (matrice X).

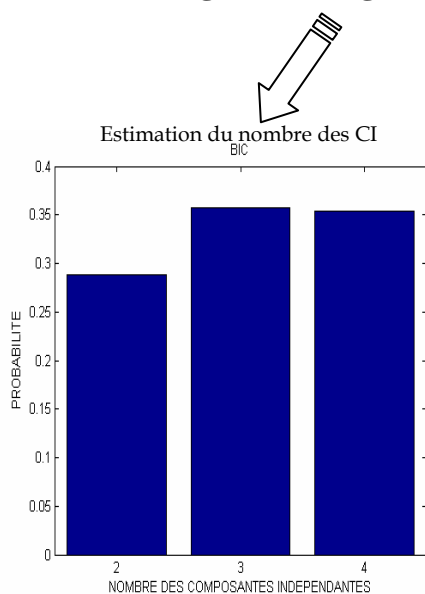


Figure 6.28 Nombre de source détectée

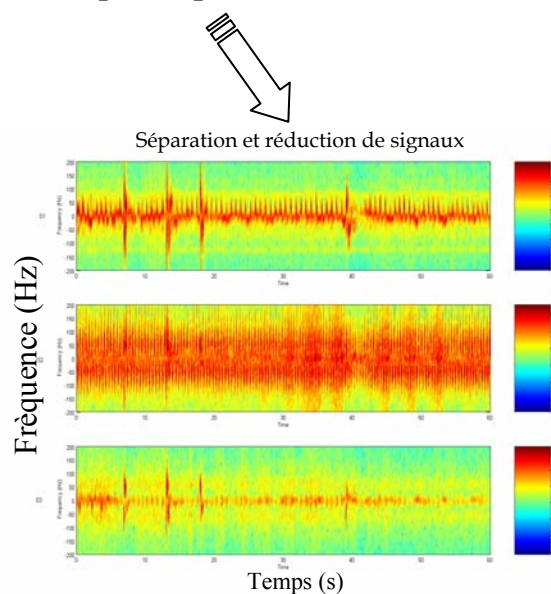


Figure 6.29 Signaux séparés en fonction du temps en composants indépendants extraits de X.

Nous avons ensuite essayé d'appliquer l'algorithme de calcul du rythme cardiaque en utilisant la fonction d'AutoCorrélation (cf. section 4) sur les composantes indépendantes extraites précédemment. Nous avons pris comme matrice de données X , les données constituées par 10 secondes des signaux Doppler des 12 capteurs à la profondeur 3 (cf. Figure 6.30). Dans les signaux des capteurs 1, 2, 3, 4, 8, 9 et 11 nous détectons un rythme voisin de $144 \text{ batt.min}^{-1}$

qui correspond au rythme cardiaque fœtal. Dans les signaux des capteurs 5 et 7 nous détectons un rythme à $100 \text{ batt.min}^{-1}$ (rythme cardiaque maternel).

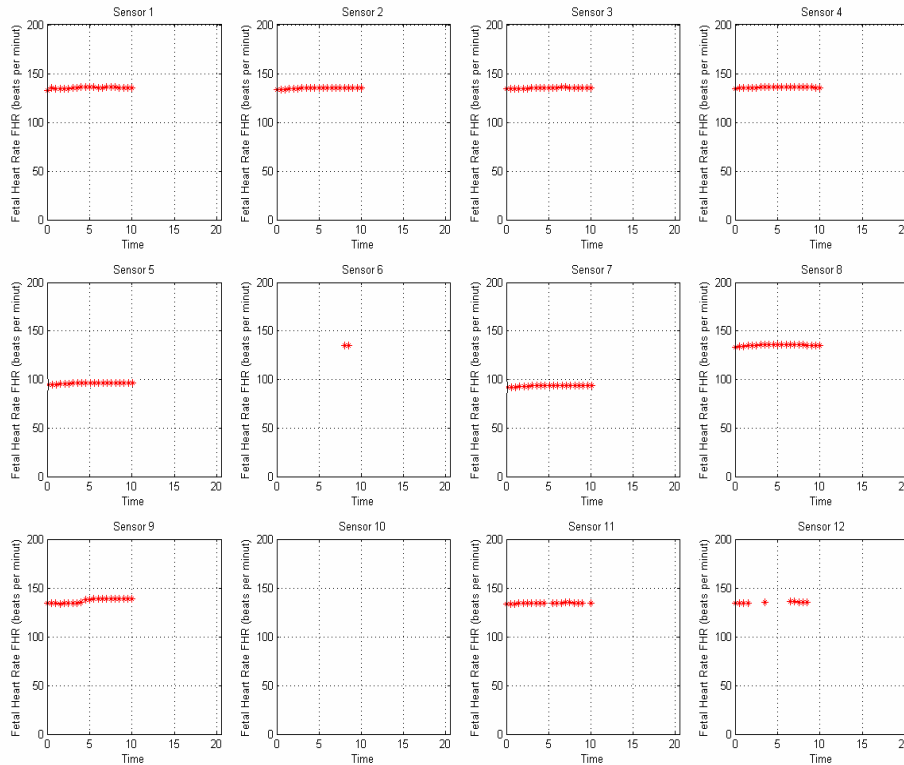


Figure 6.30 Rythme Cardiaque (batt.min^{-1}) en fonction du temps (s) calculé sur les 12 capteurs en Profondeur 3.

Le nombre de sources présentes dans cette matrice de données est tracé sur la Figure 6.31. Ici, le critère a détecté ($m = 2$) deux sources pour un taux de réussite de probabilité de 71%, ce qui nous montre que la matrice de données X ne contient que deux signaux sources. Et pour mettre en évidence ces deux sources, nous gardons toujours la même stratégie, c'est à dire que nous appliquons notre algorithme icaML pour extraire les deux sources. Les résultats sont présentés sur la Figure 6.32. A partir d'une matrice de 12 signaux nous avons réussi à réduire la taille de notre matrice de données X en seulement deux signaux sources seulement qui traduisent le rythme cardiaque fœtal et une source traduisant le rythme cardiaque maternel.

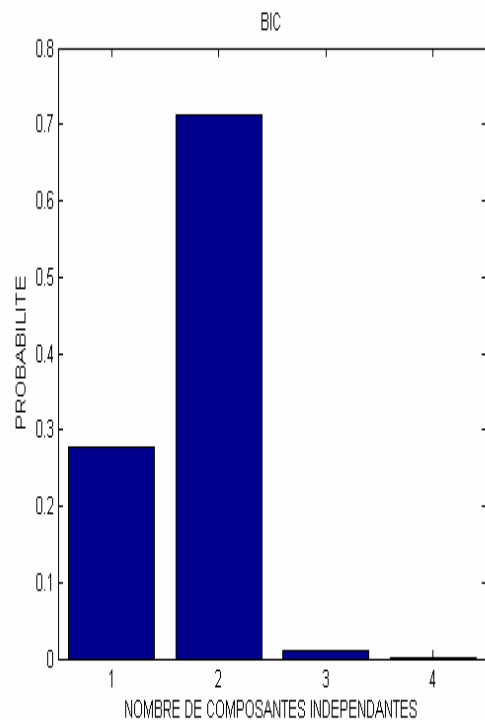


Figure 6.31 Nombre de source détectée

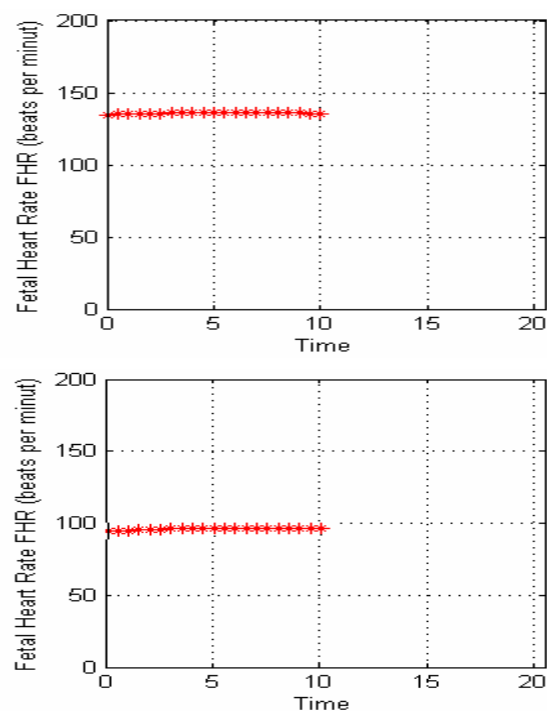


Figure 6.32 Rythmes séparés en fonction du temps calculé sur les composants indépendants extraits de X .

6.3.2.3 Discussion des résultats

Jusqu'à maintenant, les moyens d'étudier le comportement du fœtus de manière non invasive en conditions physiologiques, et pathologiques sont très limités. A l'exception de la fréquence cardiaque fœtale, on en sait très peu concernant les rythmes "normaux" du fœtus à différentes étapes de son développement cérébral (rythme sommeil/activités, couplage avec les rythmes maternels, réponse aux stimuli maternels...). Cette information est importante pour évaluer le bien-être fœtal et graduer les stades de souffrance chronique fœtale. Le rôle des systèmes de surveillance portatifs tels qu'Actifoetus peut donc devenir majeur pour fournir une information complémentaire de celle obtenue par l'échographie standard et par l'examen Doppler de la circulation foeto-maternelle.

Le but principal du système d'Actifoetus est de permettre l'acquisition des données à l'aide d'un dispositif ultrasonique portatif, qui pourra être utilisé aussi bien en clinique qu'à la maison pour la surveillance des femmes enceintes. Le système est conçu pour être miniaturisé afin d'obtenir un dispositif de surveillance portatif actionné par batterie et capable de donner des informations en temps réel sur le comportement fœtal. Ces données seront stockées pour

une analyse plus poussée ou envoyées directement à un centre médical (thèse en cours Denis Rouvre).

Le système fonctionne avec 12 capteurs ultrasoniques et 5 portes de profondeur couvrant une profondeur totale d'environ 14cm. Les capteurs sont interrogés séquentiellement avec de faibles niveaux d'excitation ($<10\text{volts}$), de sorte que l'énergie acoustique transmise au fœtus soit inférieure à celle d'un examen classique de B-Doppler.

Pour la surveillance à long terme de plusieurs heures, on prévoit d'acquérir des échantillons de quelques secondes séparés par des périodes d'arrêt de l'appareil, de sorte que la durée intégrée de l'exposition ultrasonique n'excède pas 20 à 30mn.

L'information rassemblée est assez complète pour caractériser les différents mouvements fœtaux en termes d'amplitude, vitesse, accélération et synchronisation. Les méthodes d'analyse en composantes indépendantes et les critères d'estimation du nombre de sources appliquées dans notre étude, ont donné de bons résultats aussi bien en simulation que sur des signaux obtenus *in vivo*. L'estimateur de vraisemblance est un estimateur asymptotiquement non biaisé et efficace, d'où son importance. Il permet de réaliser une séparation aveugle de sources et son modèle tient compte du bruit qui s'additionne aux observations. Nous pensons donc qu'une telle analyse constitue une amélioration des résultats sur les signaux *in vivo*.

6.4 Conclusion

Nous avons testé différents algorithmes d'analyse temps/fréquence, de séparation de source et de détermination des composantes indépendantes pour les appliquer aux signaux Doppler fœtaux fournis par Actifoetus. Les résultats obtenus sont encourageants et permettent d'envisager l'application prochaine en routine des techniques d'acquisition et de traitement mises au point dans ce travail. Une étude clinique sur des grossesses à risque va débiter au CHRU de Tours dans le cadre d'un projet coordonné par le Centre d'Innovations Technologiques et l'Unité Inserm 619.

Chapitre VII

Perspectives et conclusion

7

Perspectives et conclusion

Sommaire

7.1 Les Objectifs et les contraintes	118
7.2 Perspectives	118
7.3 Conclusion	120

7.1 Les objectifs et les contraintes

La question que nous nous sommes posée au début de nos recherche est simple : peut-on concevoir des outils de surveillance fiable et facile à mettre en œuvre des grossesses à risque? Trouver une réponse à cette question implique une recherche dont l'objectif est assez ambitieux : développer des méthodes pour trouver, extraire et analyser et interpréter l'information contenue dans les signaux Doppler engendrés par l'activité fœtale. Cet objectif se traduit par la construction d'un appareillage et la mise au point d'une boîte d'outils contenant les méthodes et les algorithmes nécessaires.

Tout au long de ce travail, nous avons constaté la difficulté de répondre aux objectifs en raison du type d'acquisition et de la nature des signaux à traiter (information répartie sur des longues durées, apparition irrégulière et caractérisation non-stationnaire des signaux Doppler) qui rendent l'interprétation subjective et ambiguë. Pour pallier ces difficultés, plusieurs travaux proposent des méthodes de monitoring fœtal, suivies de méthodes d'interprétation plus ou moins automatiques.

7.2 Perspectives

Les premiers résultats obtenus durant cette étude nous permettent d'envisager un certain nombre d'applications et de développements.

Les perspectives sont intéressantes en terme de marché si l'on sait mettre ce projet dans un contexte de télémédecine. Pour cette raison, les partenaires se sont rapprochés du consortium National TISSAD dont la conception de l'architecture technologique du système d'information de l'Habitat Intelligent Santé arrive en phase précompétitive. Par ailleurs l'apport du laboratoire TIMC (Partenaire de TISSAD) dans la gestion de la fusion d'information comportementale et environnementale accroît les perspectives du diagnostic médical.

Les systèmes de " télémédecine " actuellement impliqués dans les différentes techniques de surveillance de grossesse permettent principalement la transmission à distance des données. (cf. Figure 7.1).

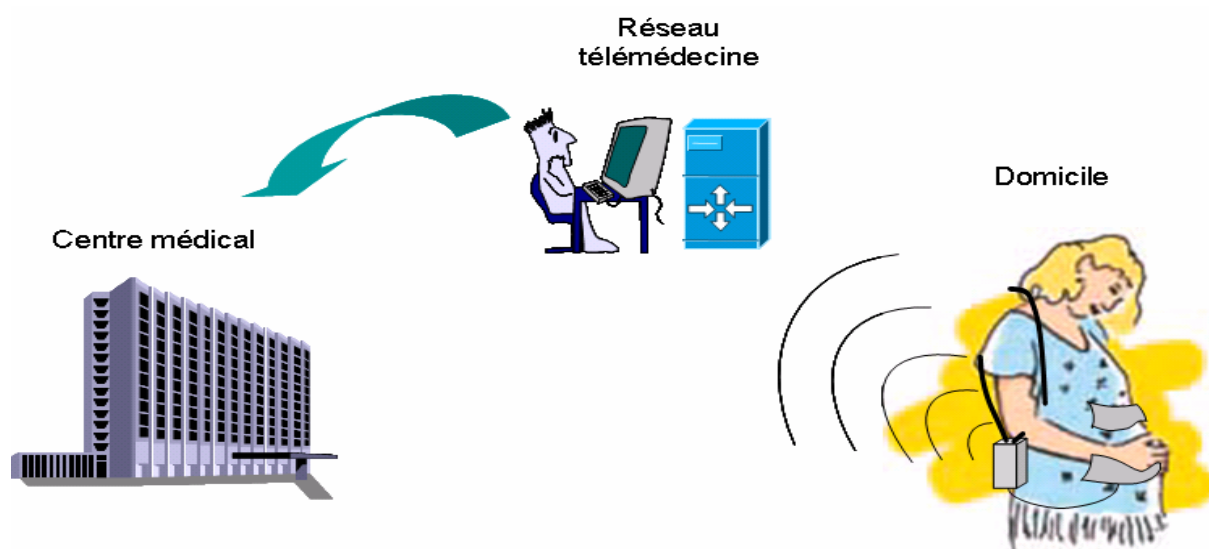


Figure 7.1 Monitoring à domicile avec transfert des informations via le futur réseau télémédecine

Le télé monitoring foetal fait souvent figure d'ancêtre parmi les applications de télémédecine, certains établissements s'y étant engagés depuis la fin des années 80. Son bilan est contrasté, et il n'a toujours pas obtenu la consécration attendue. Au début des années 90, plusieurs programmes de suivi des grossesses à risque par télémonitoring foetal ont été lancés dans l'Hexagone.

Notre souhait est que ce projet permette à certaines femmes qui ont une grossesse à risque de bénéficier d'une surveillance à la fois efficace et peu contraignante, et en particulier de pouvoir demeurer à domicile le plus longtemps possible.

Par ailleurs, il reste encore beaucoup à apprendre sur le comportement du fœtus, sur ses rythmes propres et sur ses réponses aux stimuli de sa mère et de l'environnement. Un appareil comme Actifoetus miniaturisé pourra y contribuer fortement.

7.3 Conclusion

Le problème de l'extraction des paramètres concernant les rythmes et l'activité motrice du fœtus à partir de signaux issus de capteurs placés sur le ventre de la mère est un problème difficile de traitement du signal. Les travaux présentés dans ce manuscrit avaient pour but de mettre en évidence le potentiel du Doppler pulsé multi-capteurs pour la détection de l'activité fœtale, et de développer ou d'adapter des algorithmes de traitement du signal pour décrire le comportement du fœtus *in vivo*.

Ces travaux ont comporté trois parties : la première partie a été consacrée à la validation de l'appareil Doppler et des capteurs utilisés dans cette application. En parallèle, nous avons développé en collaboration avec la société Ultrasons Technologies le logiciel d'acquisition et d'affichage des signaux en temps réel.

La seconde partie a été consacrée, d'une part, à rechercher les méthodes les plus fiables pour extraire les paramètres qui caractérisent les mouvements du fœtus et, d'autre part, à mettre au point une exploitation de la séparation de sources bien adaptée à notre application.

La dernière partie a été réservée à une étude *in vivo* sur des patientes pour valider les méthodes de recueil et de traitement des signaux Doppler foetaux.

Les diverses techniques employées, dont l'analyse en composantes indépendantes, permettent de retrouver le RCF et les mouvements généraux du fœtus. Cependant, la présence de bruit vient perturber cette extraction, d'où la nécessité de « débruiter » les signaux issus des capteurs en utilisant des techniques de filtrage.

Nous avons montré qu'il était possible d'utiliser la séparation de sources sur les signaux Doppler grâce aux algorithmes classiques d'analyse en composantes indépendantes. L'application de ces méthodes sur les signaux enregistrés *in vivo* a donné de résultats probants. Comme nous l'avons vu dans le *chapitre V*, la séparation de sources aveugle repose sur l'hypothèse d'indépendance, généralement vérifiée expérimentalement. Les méthodes proposées dans cette étude ont permis d'améliorer sensiblement la qualité de cette séparation en tenant compte de la spécificité des mélanges.

Nous avons également utilisé des méthodes basées sur les critères de décisions. Nous nous sommes intéressés à quelques critères de sélection de modèles afin d'estimer le nombre

des composantes indépendantes qui se trouvent dans le mélange instantané des signaux Doppler engendrés par le fœtus. Nous avons formulé une analyse probabiliste d'ACI qui permet l'évaluation des probabilités à travers un ensemble d'hypothèses de concurrence.

Il serait intéressant de prolonger cette étude en utilisant la séparation aveugle des sources qui nous aidera à transposer l'utilisation des algorithmes déjà développés à une utilisation sur les douze capteurs, ce qui permettra de réduire la redondance des informations entre les signaux de manière à n'analyser que quelques signaux utiles.

ANNEXE 1 : Effet Doppler

Soit un réflecteur qui se déplace à la vitesse \vec{v} à l'intérieur d'une zone d'insonification uniforme.

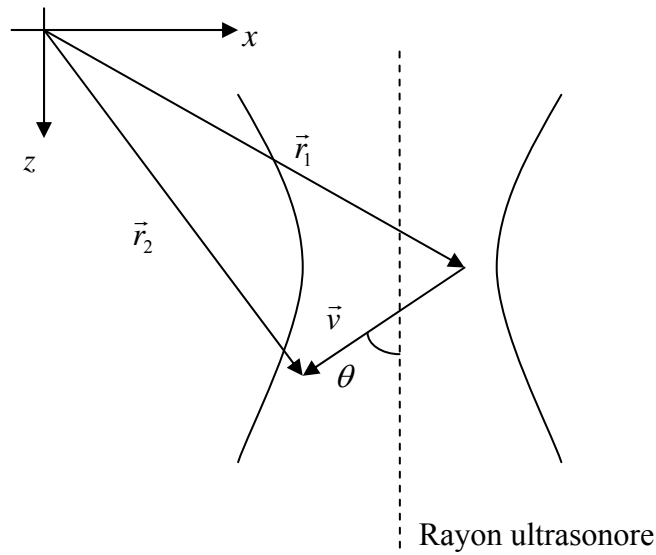


Figure A- 1 : Système de coordonnées du réflecteur

La position du réflecteur est égale à :

$$p_s(t) = d_0 + |\vec{v}| \cos(\theta) t = d_0 + v_z t \quad (\text{A-1})$$

où d_0 est la position initiale du réflecteur

La position de l'onde émise au temps $t = t_e$ est donnée par :

$$p_p(t) = (t - t_e) c \quad (\text{A-2})$$

où c est la célérité de l'onde émise dans le médium

Ces positions sont présentées sur la Figure A- 2. L'interaction entre l'onde émise et le réflecteur a lieu au temps t_i tel que :

$$p_s(t_i) = p_p(t_i) \quad (\text{A-3})$$

Nous pouvons en déduire que :

$$d_0 + v_z t_i = (t - t_i) c$$

$$\Rightarrow t_i = \frac{d_0}{c - v_z} + \frac{c}{c - v_z} t_e \quad (\text{A-4})$$

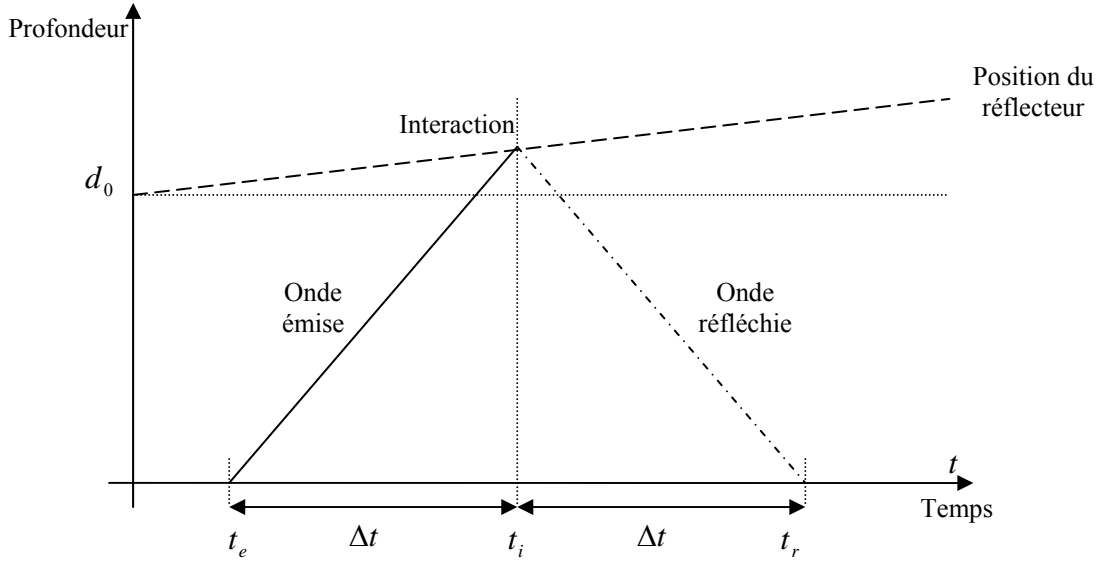


Figure A- 2 : Diagramme montrant les positions du réflecteur et des ondes émises et incidentes

On pose :

$$\Delta t = t_i - t_e \quad (\text{A-5})$$

L'onde réfléchie sera reçue à l'instant $t_r = t_i + \Delta t$. En effet, les ondes incidente et réfléchie parcourent la même distance à la même vitesse.

Alors,

$$t_r = t_e + 2\Delta t = t_e + 2(t_i - t_e) = 2t_i - t_e \quad (\text{A-6})$$

En insérant (A-4),

$$\begin{aligned} t_r &= 2t_i - t_e = 2 \frac{d_0}{c - v_z} + 2 \frac{c}{c - v_z} t_e - t_e \\ \Rightarrow t_r &= 2 \frac{d_0}{c - v_z} + \frac{c + v_z}{c - v_z} t_e \end{aligned} \quad (\text{A-7})$$

Le signal reçu au temps t_r , a été émis au temps t_e donné par :

$$t_e = \frac{c - v_z}{c + v_z} \left(t_r - \frac{2d_0}{c - v_z} \right) = \frac{c - v_z}{c + v_z} t_r - \frac{2d_0}{c + v_z} \quad (\text{A-8})$$

Si on note $e(t)$ le signal émis, le signal réfléchi peut s'écrire :

$$s(t_i) = ae(t_i + \Delta t) \quad (\text{A-9})$$

où a traduit la « force » de la réflexion

t_i instant de sa naissance

$$\Delta t = t_i - t_e$$

Le signal reçu est alors donné par :

$$\begin{aligned} r_s(t_r) &= ae(t_r - 2\Delta t) = ae(t_e) \\ \Rightarrow r_s(t_r) &= ae\left(\frac{c - v_z}{c + v_z} t_r - \frac{2d_0}{c + v_z}\right) \end{aligned} \quad (\text{A-10})$$

Si on remplace t_r par t , on obtient finalement :

$$r_s(t) = ae\left(\frac{c - v_z}{c + v_z} t - \frac{2d_0}{c + v_z}\right) \quad (\text{A-11})$$

Le signal reçu est une version retardée du signal émis avec une compression ou une extension de l'échelle des temps. La fréquence émise sera diminuée par un réflecteur s'éloignant du transducteur et inversement augmentée par un réflecteur se rapprochant du transducteur. Ce phénomène peut être montré simplement en faisant l'approximation $\frac{1}{x+1} \approx 1-x$ lorsque

$x \ll 1$:

$$\begin{aligned}
\frac{c-v_z}{c+v_z}t - \frac{2d_0}{c+v_z} &= \frac{c-v_z}{c+v_z} \left(t - \frac{c+v_z}{c-v_z} \frac{2d_0}{c+v_z} \right) \\
\frac{c-v_z}{c+v_z}t - \frac{2d_0}{c+v_z} &= \frac{c-v_z}{c+v_z} \left(t - \frac{2d_0}{c-v_z} \right) \\
&\approx \left(1 - \frac{v_z}{c} - \frac{v_z}{c} \left(1 - \frac{v_z}{c} \right) \right) \left(t - \frac{2d_0}{c} \left(1 + \frac{v_z}{c} \right) \right) \\
\Rightarrow \frac{c-v_z}{c+v_z}t - \frac{2d_0}{c+v_z} &\approx \left(1 - \frac{2v_z}{c} \right) \left(t - \frac{2d_0}{c} \left(1 + \frac{v_z}{c} \right) \right) \quad (A-12)
\end{aligned}$$

La célérité des ultrasons dans les tissus peut être considérée comme constante et égale à 1500 m.s⁻¹. La vitesse de nos réflecteurs est donc nettement inférieure à c .

Le facteur de compression temporelle est :

$$\alpha = \frac{c-v_z}{c+v_z} \approx 1 - \frac{2v_z}{c} \quad (A-13)$$

alors, le signal reçu est donné par :

$$r_s(t) = a.e(\alpha(t-t_0)) \quad (A-14)$$

$$\text{où } t_0 = \frac{2d_0}{c-v_z} \approx \frac{2d_0}{c} \left(1 + \frac{v_z}{c} \right)$$

t_0 est le temps écoulé entre l'émission et la réception du signal.

Un signal typique d'émission est donné par :

$$e(t) = g(t) \sin(2\pi f_0 t) \quad (A-15)$$

$$\text{où } g(t) = \begin{cases} 1 & \text{pour } t \in \left[0; \frac{M}{f_0} \right] \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

$g(t)$ est l'enveloppe du signal émis, M le nombre de périodes émises et f_0 sa fréquence. Le signal reçu est alors :

$$r_s(t) = a.g(\alpha(t - t_0))\sin(2\pi f_0 \alpha(t - t_0)) \quad (\text{A-16})$$

La fréquence du signal reçu est donc égale à αf_0 . Le décalage Doppler est donc égal à :

$$f_d = f_0 - \alpha f_0 = (1 - \alpha)f_0 = -\frac{2|\vec{v}|\cos(\theta)}{c}f_0 \quad (\text{A-17})$$

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

- Akaike H. Information theory as an extension of the maximum likelihood principle. In BN Petrov and F Csaki (Eds), Second International Symposium on Information Theory 1973;Akademiai Kiado, Budapest:267-281.
- Angelsen BAJ, Kirstoffersen K. Discrete Time Estimation of the Mean Doppler Frequency in Ultrasonic Blood Velocity Measurements. IEEE Trans on Biomed Eng 1983;30, No 4:
- Barber WD, Eberhard JW, Karr SG. A New Time Domain Technique for Velocity Measurements Using Doppler Ultrasound. IEEE Trans on Biomed Eng 1985;32 No 3:
- Baskett TF. Gestational age and fetal biophysical assessment. Am J Obstet Gynecol 1988;158:332-154.
- Besinger RE, Johnson TR. Doppler recording of fetal movement: clinical correlation with real-time ultrasound. Obstet Gynecol 1989;74:277-280.
- Boog G. Les autres examens : apports et limites. Guide de surveillance de la grossesse de l'ANAES
- Boog G. Diagnostic de la souffrance foetale par l'étude échographique des activités motrices intra-utérines. in A Fournié, H Grandjean, J-M Thoulon "La souffrance foetale - Progrès en Gynécologie 1987;Doin Editeurs -Paris:57-68.
- Cardoso JF. Multidimensional independent component analysis. In Proc ICASSP 98, Seattle, WA 98;
- Cardoso JF, Souloumiac A. Blind beamforming for non Gaussian signals. IEE Proceedings-F 1993;140(6):362-370.
- Cardoso JF. Blind signal separation : statistical principles. Proceedings of IEEE 1998;9:2009-2025.
- Cardoso JF. High-Order Contrasts for Independent Component Analysis. Neural Computation 1999;11:157-192.
- Challamel MJ, Revol M, Bremond A, Fargier P. Electroencephalogramme foetal au cours du travail. Modifications physiologiques au cours des etats de vigilance. Rev Fr Gynecol 1975;70:23:5-9.
- Colette C, Anguenot M. le Tococinon : Le Recensement des mouvements fœtaux par effet Doppler-Fizeau à l'aide d'un nouvel appareil. J Gynécol Obstet Biol Reprod (Paris) 1984;13:409-417.

- Devoe L, Boehm F, Paul R et al. Clinical experience with the Hewlett-Packard M-1350A fetal monitor: correlation of Doppler-detected fetal body movements with fetal heart rate parameters and perinatal outcome. *Am J Obstet Gynecol* 1994;170:650-175.
- Devoe LD, Ruedrich DA, Searle VD. the onset of spontaneous labor at term influence fetal biophysical test parameters. *Obstet Gynecol* 1988;72:838-840.
- De-Vries JIP, Visser GHA, Prechtl HFR. The emergency of fetal behavior. I. Qualitative aspects. *Early Hum Dev* 1982;7(4):301-322.
- De-Vries JIP, Visser GHA, Prechtl HFR. The emergency of fetal behavior. III. Qualitative aspects. *Early Hum Dev* 1988;16(1):85-103.
- Druzin ML, Fox A, Kogut E, Carlson C. The relationship of the nonstress test to gestational age. *Am J Obstet Gynecol* 1985;153:38:6-9.
- Ehrstrom C. Hors pregnant women evaluate the movements of the fetus. 1973;70 (13):1303-1305.
- Ehrstrom C. Fetal movement monitoring in normal and high risk pregnancy. *Acta Obstet Gynecol Scand (suppl)* 1979;80S:15-325.
- Foulquière K. Acquisition et Traitement des Signaux Ultrasonores Liés à l'Activité Fœtale : Application à la surveillance des Grossesses. Thèse de Sciences de la vie et de la santé, Université François Rabelais de Tours 2000;
- Freda MC, Mikhail M, Mazloom E et al. Fetal movement counting: which method. *Am J Matern Child Nursin* 1993;18:314-321.
- Gammell PM. Analogue implementation of analytic signal processing for pulse-echo systems. *Ultrasonics* 1981a;19(6):2:79-83.
- Gammell PM. Improved Ultrasonic Detection Using The Analytic Signal Magnitude. *Ultrasonics* 1981b;19 N°2:
- Grant A, Valentin L, Elbourne D, Alexander S. Routine formal fetal movement counting and risk of antepartum late death in normally formed singletons. 1989;2(8659):345-349.
- Halberg LI, Thiele KE. Extraction of Blood Flow Information Using Doppler Shifted Ultrasound. *Hewlett-Packard Journal* june 1986;p.35-40.
- Herault J, Jutten C, Ans B. Détection de grandeurs primitives dans un message composite par une architecture de calcul neuromimétique en apprentissage non supervisé. in *Actes du X^{ème} colloque GRETSI, Nice, France, 20-24, Mai 1985*;1017-1022.
- Hoppenbrouwers T, Ugartechea JC, Combis D et al. Studies of maternal-fetal interadion during the last trimester of pregnancy: ontogenesis of the basic rest-activity cycle. *Exp Neurol* 1978;61:1:36-53.

- Huddleston JF, Sutliff G, Robinson D. Contraction stress test by intermittent nipple stimulation. *Obstet Gynecol* 1984;63:6:69-73.
- Jang G-J, Lee T-W. A Maximum Likelihood Approach to Single-channel Source Separation. In *Journal of Machine Learning Research* October -November 2004;4:
- Jensen JA. Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound. A Signal Processing Approach. Cambridge University Press 1996;
- Jung T-P, Makeig S, Lee T-W et al. Independent component analysis of biomedical signals. The 2nd international workshop on Independent Component Analysis and Blind Signal Separation(ICA2000) 2000;633-644.
- Karlsson B. Application de l'Effet Doppler Ultrasonore à l'Investigation des Mouvements Foetaux. Développement et Validation d'un Appareil Bi-capteurs et d'un Système d'Analyse des Mesures. Thèse de physique, Université François Rabelais de Tours 1996;
- Karlsson B, Pourcelot D, Helgason T, Pourcelot L, Berson M. Distance of Foetal Movement Measured Using the Analytical Aignal Derived from Non-Directional Doppler Sound. *Medical Eng & Phys* 1998;20:325-331.
- Karlsson B, Berson M, Helgason T, Geirsson RT, Poucelot L. Effects of Fetal and Maternal Breathing on the Ultrasonic Doppler Signal Due to Fetal Heart Movement. *Eur J Ultrasound* 2000a;11:47-52.
- Karlsson B, Foulquière K, Kaluzynski K et al. The DopFet system : a new ultrasonic Doppler system for monitoring and characterization of foetal movement. *Ultrasound Med Biol* 2000b;26(7):1117-1124.
- Kistoffersen K. Time-Domain Estimation of the Center Frequency and Spread of Doppler Spectra in Diagnostic. *IEEE Trans on Ultrasonics, Ferro and Freq Contr* 1988;35, No 6:
- Kribèche A, Tranquart F, Pourcelot L. The Actifoetus system: a multi Doppler sensor system for monitoring foetal movements. *Soumis à Ultrasound in Medicine and Biology UMB*
- Kribèche A, Benderbous S, Tranquart F, Kouamé D, Pourcelot L. Detection and analysis of fetal movements by ultrasonic multi-sensor Doppler (ACTIFOETUS). *IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings*, 2004 2004;1457-1460.
- Kristoffersen K, Angelsen BAJ. A Comparison Between Mean Frequency Estimators for Multigated Doppler Systems with Serial Signal Processing. *IEEE Trans on Biomed Eng* 1985;32, No 9:

- Lagrew DCJ. The contraction stress test. *Clin Obstet Gynecol* 1995;38:11-25.
- Lowery CL, Russel WA, Wilson JD, Walls RC, Murphy P. Time quantified fetal movement detection with two-transducers data fusion. *Am J Obstet Gynecol* 1995;172:1756-1764.
- Lunt MJ. Accuracy and Limitation of the Ultrasonic Doppler Blood Velocimeter and Zero Crossing Detector. *Ultrasound in Med and Biol* 1975;2: 1-10.
- Mallows CL. Some comments on Cp. *Technometrics* 1974;15:661-675.
- Manning FA, Platt LD, Sipos L, Keegan KA. Fetal breathing movements and the nonstress test in high risk pregnancies. *Am J Obstet Gynecol* 1979;135 (4):511-515.
- Manning FA, Morrison I, Lange IR, Harman CR, Chamberlain PF. Fetal assessment based on fetal biophysical profile : experience in 12620 referred high risk pregnancies. I Perinatal mortality by frequency and etiology. *Am J Obstet Gynecol* 1985;151 (3):343-350.
- Manning FA. Dynamic ultrasound-based fetal assessment: The fetal biophysical score. *Clin Obstet Gynecol* 1995;38::26-44.
- Manning FA. Fetal breathing movement as a reflexion of fetal status. *Postgrad Med* 1977;61 (4):116-122.
- Melendez TD, Rayburn WF, Smith CV. Characterization of fetal body movements recorded by the Hewlett-Packard M-1350A fetal monitor. *Am J Obstet Gynecol* 1992;167:700-702.
- Mo LYL, Yun LCM, Cobbald RSC. Comparison of Four Digital Maximum Frequency Estimators for Ultrasound. *Ultrasound in Med and Biol* 1988;14, No 5:
- Nirhy-Lanto AR, Schaal JP, Maillet R, Colette C. Le Recensement des mouvements foetaux au cours de la grossesse; Aide au diagnostic et perspectives offertes par le tococinon. *J Gynecol Obstet Biol Reprod (Paris)* 1986;15:743-749.
- Papoulis A. Probability, Random Variables, and Stochastic Processes. McGraw-Hill 1991;3rd edition:
- Raftery AE. Bayesian model selection in social research (with discussion). Technical Report Paper no 94-12, University of Washington Demography Center Working A revised version appeared in *Sociological Methodology* 1995;;111-196.
- Rayburn WF. Fetal movement monitoring. *Clin Obstet Gynecol* 1995;38:59-67.
- Rissanen J. Stochastic complexity. *J R Statist Soc B* 49 1987;223-239.
- Rosen MG, Dierker LJ, Hertz RH, Sorokin Y, Timortritsch IE. Fetal behavioral states and fetal evaluation. *Clin Obstet Gynecol* 1979;22:60:5-16.

- Sadovsky E, Polishuk WZ. Fetal movements in utero : nature , assessment, prognostic value, timing of delivery. *Obstet Gynecol* 1977;50 (1): 49-55.
- Sadovsky E, Polishuk WZ, al HYe. Fetal movements recorder, use and indications. *Int J Gynecol Obstet* 1977;15 (1):20-24.
- Schaal JP, Nirhu-Lanto AR, Colette C, Leduc B. Etude par le Tococinon de l'activité motrice fœtale en pratique obstétricale usuelle. *Est Médecine* 1989;9:154 : 169-174.
- Schaal JP, Pierre F, Niry-Lanto AR et al. Mouvements fœtaux. *Encycl Méd Chir, Obstétrique Editions Techniques* 1991;
- Schaal JP, Martin A. Surveillance fetale (Guide de l'enregistrement cardiotocographique et autres moyens de surveillance du fœtus). 1999;
- Schwarz G. Estimating the dimension of a model. *Annals of Statistics* 6 1978;461-464.
- Smith WA. The Role of Piezocomposites in Ultrasonic Transducers. *IEEE Ultrasonic Symposium, Chicago, USA* 1988;
- Sterijan MB, Hoppensrouwers T. Development of a rest-activity cycle in the human fetus. *Psychophysiol* 1968;5:226.
- Sun M, Sclabassi RJ. Discrete-Time instantaneous frequency and its computation. *IEEE Trans Signal Processing* 1993;41(5):1867-1880.
- Sundström AK, Rosén D, Rosén KG. Surveillance fœtale avec le système STAN. Göteborg, Mai 2000;
- Tchobroutsky C. Le premier cri. in *La recherche nov.* 1975;n° 61:pp. 933 Sq.
- Timor-Tritsch I, Zador I, Hertz RH, Rosen MG. Classification of human fetal movements. *Am J Obstet Gynecol* 1976;126 (1):70-77.
- Trudinger BJ, Lewis PJ. Fetal breathing movements in high risk pregnancy. *Br J Obstet Gynaecol* 1978;85 (9):662-667.
- Vakman D. On the analytic signal, the Teager-Kaiser energy algorithm, and other methods for defining amplitude and frequency. *Signal Processing, IEEE Transactions on [see also Acoustics, Speech, and Signal Processing, IEEE Transactions on]* 1996;44:791-797.
- Vintzileos AM, Gaffney S, Salinger LM et al. The relationships among the fetal biophysical profile, umbilical cord pH, and Apgar scores. *Am J Obstet Gynecol* 1987;157:6:27-31.
- Wells PNT. *Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis*. Academic Press London 1969;
- Wood C, Walters WAW, Trigg P. Method of recording fetal movement. *Br J Obstet Gynaecol* 1977;84 (8):561-567.

Zarzoso V, Nandi AK, Bacharakis E. Maternal and foetal ECG separation using blind source separation methods. IMA Journal of Mathematics Applied in Medicine & Biology 1997;14: 207-225.

Résumé

Ce travail a pour but essentiel de mettre au point des outils permettant une meilleure analyse des signaux Doppler provenant de l'activité fœtale. Il s'inscrit dans le cadre d'un projet RNTS (Réseau National des Technologies pour la Santé) intitulé **Actifoetus**. Il consiste à traiter les signaux fournis par 12 capteurs ultrasonores placés sur le ventre maternel et reliés à un appareillage Doppler à émission pulsée multivoies, développé par la société Ultrasons Technologies, Tours. Chaque capteur détecte les signaux Doppler produits par les structures fœtales en mouvement à 5 profondeurs successives dans l'utérus maternel.

L'objectif principal du projet est d'extraire des paramètres reflétant l'activité fœtale (rythmes cardiaque et pseudo respiratoire, mouvements des membres et du tronc, réponse à des stimuli, ...) pour la surveillance et le suivi des grossesses. Une seconde étape était de définir, à partir de ces données, l'état de bien-être ou de souffrance du fœtus en vue d'un monitoring ambulatoire de certaines grossesses à risque. Cette application en télé médecine nécessitera la mise au point d'un système portable de type Holter.

Le travail réalisé a comporté dans un premier temps une participation à la mise au point définitive de l'appareillage et de la méthode de recueil de données. La plus grande partie du travail a ensuite été consacrée à la mise au point et à la validation du traitement des signaux enregistrés sur des grossesses de 20 à 30 semaines. Ces enregistrements ont permis de montrer la qualité des signaux Doppler d'activité fœtale fournis par le système Actifoetus, et de valider l'utilisation de la Transformée de Fourier Rapide (FFT) et de la Fonction d'Autocorrélation (ACF) pour détecter l'activité cardiaque et les mouvements du fœtus. Nous avons pu également montrer que l'Analyse en Composantes Indépendantes (ACI) permet de séparer avec succès un mélange de plusieurs signaux Doppler.

La principale originalité du travail réside dans l'extraction d'informations statistiquement pertinentes concernant les mouvements et les rythmes du fœtus à partir de plusieurs capteurs ultrasonores. La mise en correspondance de ces données avec les signaux d'activité de la mère (Accéléromètre), ou de stimuli neurosensoriels, devrait permettre des applications cliniques importantes.

Le projet est conçu pour déboucher sur un appareil miniaturisé commercialisable à partir du démonstrateur réalisé. Les aspects de protection industrielle seront examinés aussi bien en ce qui concerne l'appareil holter lui-même, qu'au niveau des algorithmes de traitement et de fusion des données.

Abstract

The main purpose of this work is to develop tools allowing better analysis of the Doppler signals originating from the fetal activity. The thesis has been realized within the scope of a project RNTS (Réseau National des Technologies pour la Santé) called **Actifoetus**. The study consists in processing the signals provided by 12 ultrasonic sensors placed on the maternal belly and connected to a multichannel pulsed Doppler unit developed by the company Ultrasons Technologies, Tours. Each sensor detects the Doppler signals produced by moving fetal structures from 5 successive depths in the maternal uterus.

The principal objective of the project was to extract the parameters reflecting the fetal activity (fetal heart rate and pseudo respiratory, movements of the members and the trunk, response to stimuli...) for the monitoring and the follow-up of the pregnancies. The second step consists in using these parameters to define, the state of wellbeing or suffering of the fetus for an ambulatory monitoring of certain pregnancies at risk. This application in tele medicine will require the development of a portable system of Holter type.

The first part of the project consisted in participating in the final development of equipment and methods of data acquisition. The largest part of work was then devoted to the development and to the validation of the signal processing strategies of the recorded data on pregnancies from 20 to 30 weeks. These recordings allowed us to demonstrate the quality of the Doppler signals of fetal activity provided by the Actifoetus system, and to validate the use of the Fast Fourier Transform (FFT) and of the Autocorrelation Function (ACF) to detect the cardiac activity and the movements of the fetus. We also could show that the Independent Components Analysis (ICA) method is successful in separating a mixture of several Doppler signals.

The principal originality of work lies in the extraction of statistically relevant information concerning the movements and the rates/rythms of the fetus starting from several ultrasonic sensors. The correlation of these data with the signals of mother activity (Accelerometer), or of neurosensor stimuli, should allow important clinical applications.

The project is conceived to lead to a marketable apparatus miniaturized starting from the prototype shown in this thesis. The aspects of industrial protection will be examined as well with regard to the apparatus Holter itself, and the algorithms of data processing and fusion.